

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA
FYZIOTERAPIE



Virtuální realita

Možnosti ovlivnění posturálních regulací prostřednictvím virtuální reality

Virtual reality: Possibilities of affection of postural regulations via virtual reality

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vedoucí práce:

Mgr. Kateřina Mikešová

Autor:

Roman Papáček

Praha 2009

Prohlašuji tímto, že jsem zadanou bakalářskou práci vypracoval samostatně a uvedl jsem v seznamu literatury veškerou použitou literaturu a další zdroje. Souhlasím také s použitím mé práce ke studijním účelům.

V Praze dne: 29. 3. 2009

Děkuji Mgr. Kateřině Mikešové za odborné vedení bakalářské práce a MUDr. Marii Tiché za poskytování cenných rad při jejím zpracování. Děkuji také Bc. Adamu Bohunčákovi za technickou podporu.

Jméno a příjmení autora: Roman Papáček

Název bakalářské práce: Virtuální realita

Podtitul: Možnosti ovlivnění posturálních regulací prostřednictvím virtuální reality

Pracoviště: Klinika rehabilitačního lékařství

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Kateřina Mikešová

Konzultant: MUDr. Marie Tichá

Rok obhajoby bakalářské práce: 2009

ABSTRAKT

Tato práce je pilotní studií o možnosti využití virtuální reality na Klinice rehabilitačního lékařství 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy.

Zabývali jsme se zde ovlivněním posturální stability jedinců prostřednictvím vizuálních vjemů z virtuální reality. Byla vytvořena skupina šestnácti „zdravých“ probandů, přibližně stejného věku a somatických parametrů, kteří absolvovali jedno testovací měření.

Pro naše měření jsme vytvořili několik krátkých scén, ve kterých byl zobrazen virtuální předmět. Virtuální předmět se v jednotlivých scénách pohyboval pokaždé jiným směrem v závislosti na tom, v jaké ose jsme chtěli ovlivnit polohu těžiště. Polohu těžiště jsme snímali prostřednictvím plošiny Balance Board od společnosti Nintendo a aplikace stereobalance verze 1.0 beta. Použili jsme několik nových technických prostředků, u kterých jsme zároveň testovali jejich využitelnost pro další výzkum v této oblasti.

Pro zhodnocení výsledků jsme zvolili grafickou formu v podobě řady grafů. U každého měření jsme vybrali vždy několik reprezentativních a zajímavých reakcí na vizuální podnět, které dále popisujeme.

Nakonec jsme zhodnotili úspěšnost jednotlivých scén a poskytli několik návrhů na zlepšení pro navazující studie.

Klíčová slova: pilotní studie, virtuální realita, posturální regulace, Balance Board

SUMMARY

This thesis is a pilot study in the field of possibilities of using virtual reality on the Clinic of Rehabilitation Medicine of the First Faculty of Medicine of Charles University.

We dealt with an affection of postural stability of individuals by means of visual perceptions of visual reality. There was a group of sixteen „healthy“ probands of the approximately same age and somatic parameters established, who absolved one testing measuring.

For our measuring, we created several short scenes, virtual object was portrayed in. The virtual object was each time moving in a different direction in single scenes in dependence on the axis we wanted to influence location of centre of gravity on. We scanned the location of the centre of gravity by using the platform Balance Board by Nintendo company and by an application of stereo balance version 1.0 beta. We used several new technical devices; we also tested their further usability for the following research in this range

After evaluating the results, we chose a graphic form in the shape of graphs progression. For every measuring we chose always several representative and interesting reactions on visual stimulation, which we further describe.

In the end we evaluated the success of the particular senses and provided several proposals for the further study improvement.

Key words: pilot study, virtual reality, postural regulations, Balance Board

OBSAH

1. ÚVOD	8
2. CÍL BAKALÁŘSKÉ PRÁCE	10
3. HYPOTÉZY	11
TEORETICKÁ ČÁST	12
4. VIRTUÁLNÍ REALITA.....	12
4.1 VÝVOJ VIRTUÁLNÍ REALITY	13
4.2 DRUHY VIRTUÁLNÍ REALITY	14
4.2.1 Pasivní aplikace	14
4.2.2 Aktivní aplikace	14
4.2.3 Interaktivní aplikace	15
4.3 PROSTŘEDKY INTERAKCE S VIRTUÁLNÍ REALITOU	15
4.3.1 Brýle.....	16
4.3.2 Rukavice	17
4.4 UPLATNĚNÍ VIRTUÁLNÍ REALITY	18
4.4.1 Virtuální realita v lékařství	18
4.4.2 Virtuální realita ve fyzioterapii	19
4.3.3 Virtuální realita v dalších oblastech.....	21
5. POSTURÁLNÍ REGULACE A JEJICH MĚŘENÍ.....	23
5.1 MODERNÍ POSTUROGRAFICKÉ METODY	23
5.2.1 Statická posturografie	24
5.2.2 Dynamická posturografie.....	25
5.3 POSTUROGRAFICKÉ PARAMETRY	25
5.4 VÝHODY POSTUROGRAFIE.....	26
6. ÚSTROJÍ ZAJIŠŤUJÍCÍ STABILITU TĚLA	27
6.1 VESTIBULÁRNÍ SYSTÉM.....	27
6.1.1 Statokinetické čidlo.....	27
6.1.2 Aferentace do mozkové kůry	28
6.1.3 Vestibulární reflexy a motorické funkce	28
6.2 ZRAKOVÝ SYSTÉM	29
6.2.1 Anatomie oka	29
6.2.2 Optický systém oka.....	30
6.2.3 Stereoskopické vidění	30
6.3 PROPRIOCEPTIVNÍ SYSTÉM	31
6.3.1 Proprioceptory	31
6.3.2 Taktilní receptory	32

PRAKTICKÁ ČÁST	33
7. MATERIÁL A METODIKA MĚŘENÍ	33
7.1 TESTOVANÝ SOUBOR.....	33
7.2 POUŽITÉ VYBAVENÍ.....	33
7.3 VIRTUÁLNÍ PŘEDMĚT	34
7.4 ORGANIZACE A PODMÍNKY TESTOVÁNÍ	35
7.5 METODIKA MĚŘENÍ	35
7.6 ZPRACOVÁNÍ DAT	36
7.7 INTERPRETACE DAT.....	37
8. VÝSLEDKY	39
8.1 MĚŘENÍ 1	39
8.2 MĚŘENÍ 2	42
8.2.1 Anteroposteriorní směr	43
8.2.2 Laterolaterální směr	45
8.3 MĚŘENÍ 3	46
8.3.1 Anteroposteriorní směr	47
8.3.2 Laterolaterální směr	49
8.4 MĚŘENÍ 4	50
8.4.1 Anteroposteriorní směr	50
8.4.2 Laterolaterální směr	53
8.5 MĚŘENÍ 5	54
8.5.1 Anteroposteriorní směr	54
8.5.2 Laterolaterální směr	59
8.6 MĚŘENÍ SRDEČNÍ FREKVENCE	60
8.7 DALŠÍ POSTUROGRAFICKÉ PARAMETRY.....	60
9. DISKUZE	61
10 ZÁVĚRY A DOPORUČENÍ.....	64
 POUŽITÉ ZDROJE.....	65
SEZNAMY	69
PŘÍLOHY	72

1. ÚVOD

Tato práce je pilotní studií o možnosti využití virtuální reality na Klinice rehabilitačního lékařství na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze. Předpokladem úspěšné rehabilitace je kromě včasného a odborného terapeutického zásahu i využití adekvátních prostředků. Kvalitní terapie by měla být účinná, snadno proveditelná a neměla by být pro pacienta stresující, jelikož psychický stav může výrazně ovlivnit výsledky rehabilitace. V souladu s těmito myšlenkami jsou do rehabilitace zaváděny nové metody s tímto oborem zdánlivě nesouvisející.

Do této skupiny metod patří i virtuální realita, jejíž rozvoj a využití jsou úzce spjaty s pokrokem, který byl v posledních letech učiněn v oblasti výpočetní techniky. Existuje mnoho různých definic virtuální reality, ale obecně ji lze vymezit jako počítačem simulovanou skutečnost, se kterou může uživatel vstoupit do interakce a jejíž snahou je co nejvíce se přiblížit skutečnosti tak, jak ji zachycují naše smysly. Současné aplikace virtuální reality pracují především se zrakem, sluchem a hmatem. S využitím speciálních brýlí, rukavic či jiných vjemových a detekčních prostředků, je virtuální realita schopna splnit většinu předpokladů pro využití v mnoha odvětvích. Je však nutné říci, že i přes velký zájem o virtuální realitu a pokrok, který byl učiněn v oblasti výpočetní techniky, je velmi těžké vytvořit věrně vypadající virtuální realitu.

Z informací, které poskytují aktuální tištěné publikace a elektronické zdroje, se v teoretické části snažíme shrnout možná využití virtuální reality. Na tomto místě musím připomenout již dříve deklarovaný aspekt, a sice že práce pojednává o tématu úzce souvisejícím s počítačovým prostředím, tudíž jsem pracoval převážně s elektronickými zdroji. Věřím, že tento přístup nebude na škodu věci, ba naopak – přispěje k jisté míře interaktivity.

Zaměřili jsme se zejména na uplatnění virtuální reality v medicíně a v rehabilitaci. Současně nám získané informace slouží jako vědomostní základ pro realizaci praktické části této studie, ve které jsme se pokusili zjistit možnost využití virtuální reality v souvislosti s měřením posturálních regulací.

Metoda, která se zabývá měřením posturálních regulací se nazývá posturografie. Jedná se o neinvazivní vyšetřovací metodu poskytující objektivní hodnoty, které se později využívají k hodnocení pacientů zejména s poruchami rovnováhy.

Posturální stabilita je ovlivňována několika systémy, především zrakovým, vestibulárním a propioceptivním.

V této práci jsme se zaměřili na ovlivnění posturální stability prostřednictvím vizuálních podnětů z virtuální reality. Kromě posturálních regulací jsme sledovali také srdeční frekvenci. Sledováním této fyziologické funkce jsme chtěli zjistit náročnost testu.

Naší snahou bylo vytvořit virtuální scény, které by mohly být dále využity v následujících studiích a později i v klinické praxi.

2. CÍL BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

V úvodu práce jsme se pokusili obecně popsat nové počítačové rozhraní s názvem virtuální realita a doplnili jsme jej o stručný popis zařízení, která se využívají k interakci s tímto rozhraním. V neposlední řadě jsme uvedli možná uplatnění virtuální reality v různých oblastech, především pak v oblasti medicíny a rehabilitace.

V praktické části jsme otestovali možnosti ovlivnění posturální stability pomocí měnicích se virtuálních zrakových vjemů. Při našem měření jsme využili některé nové technické prostředky jak hardwarového tak i softwarového charakteru. Zjišťovali jsme především jejich vlastnosti, funkčnost a zároveň posuzovali, zda by mohly být využity v navazujících studiích.

Snahou našeho počínání bylo vytvořit virtuální scény, které by mohly být využívány k měření posturálních regulací.

3. HYPOTÉZY

Pomocí speciálního softwaru jsme naprogramovali pět různých virtuálních scén a předpokládáme, že alespoň jednou z nich se nám podaří ovlivnit posturální regulace a srdeční frekvenci většiny probandů.

V první, statické části testu očekáváme jen mírné nebo žádné zvýšení hodnot srdeční frekvence. Také zaznamenané změny polohy těžiště by měly být minimální a rychle probandem korigované.

Největší odchylky těžiště budou pravděpodobně v poslední, páté části testu. Při prudkém přiblížení virtuálního objektu očekáváme, že proband zareaguje mírným úlekem a posunem těžiště posteriorně. Myslíme si, že vizuální vjem z této scény bude nejintenzivnější a bude nejvíce zatěžovat systémy zajišťující rovnováhu těla. V této části testu očekáváme také největší vzestup srdeční frekvence.

Dále očekáváme, že pohyby těžiště budou přibližně kopírovat pohyby předmětu ve scéně. Tedy v druhém měření, při kterém se rychle pohybuje horizontálně, předpokládáme výkyvy těžiště v laterolaterálním směru naopak u měření, kde jsme naprogramovali pohyb objektu vertikálně, očekáváme větší ovlivnění stability v anteroposteriorním směru. Při diagonálním pohybu ve třetím měření chceme docílit ovlivnění polohy těžiště v obou snímaných směrech přibližně stejnou měrou.

TEORETICKÁ ČÁST

4. VIRTUÁLNÍ REALITA

„Virtuální realita je způsob zobrazení složitých informací, manipulace a interakce člověka s nimi prostřednictvím počítače“¹.

Název virtuální realita vymyslel a zpopularizoval v druhé polovině 80. let 20. století Jaron Lanier, jeden z průkopníků této oblasti. Ten popisuje virtuální realitu jako *„počítačem vytvořené interaktivní trojrozměrné prostředí, do něhož se člověk totálně ponoří“².*

Způsob dialogu člověka s počítačem (dále PC) se nazývá rozhraní (interface). Virtuální realita patří v dnešní době mezi nejnovější z dlouhé řady PC rozhraní. Představuje obrovský skok ve způsobu interakce s PC a vizualizaci informací. Místo používání monitoru, klávesnice a myši si můžeme nasadit na oči virtuální brýle, na ruce speciální datové rukavice a na uši sluchátka [1].

Virtuální realita vznikla spojením několika různých technologií. Technologie počítačové grafiky, přenosu dat a programování byla volně spojena s technikou telefonu, televize a videoher. Výsledkem této syntézy je unikátní, neustále se rozvíjející technologie, nesrovnatelně převyšující každou ze svých složek [1].

Virtuální realita umožňuje uživateli komunikovat s PC simulovaným prostředím, ať už se jedná o prostředí reálné nebo uměle vytvořené. Je tvořena PC modelem trojrozměrného (dále 3D) prostředí, ve kterém se účastník virtuální reality „reálně“ pohybuje. Jedná se o uživatelské rozhraní, jehož hlavním úkolem je co nejvíce přiblížit PC prostředí skutečnosti tak, jak ji zachycují naše smysly. Cílem virtuální reality je, aby se do ní uživatel co nejvíce ponořil a zapomněl, že se pohybuje v prostředí, které neexistuje [2].

V současné době virtuální realita pracuje především na principu vizuálních vjemů, které se mohou zobrazovat na monitoru PC nebo do přilbového displeje či virtuálních brýlí. Propracovanější simulace reality mohou poskytovat i další senzorické

¹ AUKSTAKALNIS, S., BLATNER, D. *Reálně o virtuální realitě: Umění a věda virtuální reality*. Brno: Jota, 1994. ISBN 80-85617-41-2, 7 s.

² AUKSTAKALNIS, S., BLATNER, D. *Reálně o virtuální realitě: Umění a věda virtuální reality*. Brno: Jota, 1994. ISBN 80-85617-41-2, 11 s.

vjemy, například zvuk a hmat. Zpětnou vazbu prostřednictvím hmatu poskytují některé lékařské nebo herní aplikace, které využívají haptických systémů umožňujících zprostředkování taktilních informací [1, 3].

4.1 VÝVOJ VIRTUÁLNÍ REALITY

Počátky virtuální reality spadají do konce šedesátých a začátku sedmdesátých let 20. století. Morton Heilig psal v padesátých letech o tzv. „Experience Theater“ (Divadlo zážitků), které mělo stimulovat smysly diváka podle hrané scény. Na základě této vize postavil v roce 1962 prototyp nazvaný „Sensorama“, který při promítání pěti krátkých filmů umožňoval vnímat kromě obrazu a zvuku i vůni. Přes nástup dnešní počítačové techniky tento druh „virtuální reality“ funguje dodnes [35].

V roce 1968 sestrojil Ivan Sutherland spolu se svým žákem Bobem Sproullem na Harvardské univerzitě zobrazovací zařízení nositelné na hlavě. Toto zařízení se všeobecně považuje za první přístroj vytvářející virtuální realitu. Přístroj byl jednoduchý jak na ovládání, tak i na zobrazování objektů. Prostředí bylo tvořeno virtuálními vazbami, které byly ohraničeny pouze čarami. V tomto přístroji bylo možné sledovat jednoduché geometrické obrazce na pozadí obrazu skutečného okolí [28, 35].

Toto zařízení bylo tak těžké, že muselo být zavěšeno k mohutnému rameni, které bylo připevněno ke stropu místnosti. Rameno sloužilo zároveň k mechanickému snímání polohy a směru. Díky této konstrukci si zařízení vysloužilo pojmenování „Damoklův meč“ [32].

V roce 1972 tentýž autor vyvinul hardware pro toto zařízení a od tohoto roku se mohly obrazy promítat stereoskopicky. Stereoskopický obraz vytvářely dvě obrazovky umístěné po stranách, jejichž obraz se přenášel jednoduchou optikou přes speciální brýle do očí [13, 28].

Přibližně ve stejné době Myron Kreuger vyvinul Videoplace jako formu projikované reality, při které uživatel vrhal na obrazovku svůj stín a mohl malovat prsty na virtuální oblohu³. Bylo také možné zobrazovat zmnožené lidi a obrysy malého zvířete nazývaného „critter“ (tvor, stvoření) [13].

Mezi zajímavé prvopočítačové projekty patří Aspen Movie Map vytvořený na Univerzitě v Massachusettském technologickém institutu v roce 1977.

³ Pozn.: Projikovaná realita je projekce virtuální reality na širokoúhlou obrazovku nebo plátno

Program představoval přibližnou simulaci města Aspen (Colorado, USA), jehož ulicemi se mohl uživatel procházet. Uživatel měl na výběr ze tří módů: léto, zima a polygony. První dva byly založené na snímcích, které tvůrci sami nafotografovali v ulicích města. Na fotografiích zachytili každý možný obraz a pohyb přes město v obou ročních obdobích. Třetí částí tohoto projektu byl 3D model města [35].

V druhé polovině 80. let 20. století zpopularizoval pojem virtuální realita Jaron Lanier, jeden z průkopníků v této oblasti. Roku 1985 založil společnost VPL Research (Virtual Programming Language – virtuální programovací jazyk), která vyvinula nejvýznamnější prostředky pro interakci s virtuální realitou „goggles n’ gloves“ (brýle a rukavice) a roku 1989 s těmito vynálezy způsobila explozi na poli komerčního zájmu [1, 32].

4.2 DRUHY VIRTUÁLNÍ REALITY

Virtuální realita se dělí na tři základní druhy a to na pasivní, aktivní a interaktivní.

4.2.1 Pasivní aplikace

Pasivní aplikace virtuální reality fungují na podobném principu jako film. Takovéto prostředí můžeme vidět, můžeme ho slyšet a určitým způsobem i cítit, ale nemáme možnost ho žádným způsobem ovlivnit. Režie, tj. řízení průchodu, je plně v rukou programu [1].

Typickým příkladem této aplikace je představení stereoskopického filmu s 3D brýlemi a s vícekanálovým zvukem ve specializovaném panoramatickém kině. Ještě silnějším zážitkem mohou být některé atrakce v zábavních parcích. Může se jednat např. o moderně vyhlížející kabinu, do které si sednete, připoutáte se a můžete si virtuálně sjet například Niagarské vodopády [33].

4.2.2 Aktivní aplikace

Druhým stupněm virtuální reality jsou aplikace aktivní. Zařízení v tomto případě dovoluje virtuální prostředí libovolně zkoumat. Je možno se v něm pohybovat, prohlížet si ho ze všech stran i slyšet odpovídající zvuk. Většinou zde však chybí hmatová zpětná vazba, a tak není možno toto prostředí žádným způsobem modifikovat. Nelze virtuálně

přemisťovat předměty, otevírat dveře apod. Uživatel se pohybuje podobně jako duch. Může procházet stěnami i prostrčit ruku libovolným předmětem [1, 2].

Prakticky se tento stupeň používá k vyvolání dojmu, který může mít léčebný efekt u pacientů, kteří jsou postiženi různými duševními poruchami či fobiemi. Mezi fobie, které se dají tímto druhem virtuální reality ovlivnit, patří například strach z výšek, uzavřených prostor nebo pavouků [13].

Může sloužit také k prezentaci virtuálních uměleckých děl, k prohlížení dosud nepostavených budov, vizualizaci informací v meteorologii nebo řízení letového provozu [1].

4.2.3 Interaktivní aplikace

Nejdokonalejšími a také technicky nejnáročnějšími jsou aplikace plně virtuálně interaktivní. Ty dovolují prostředí nejen zkoumat, ale také modifikovat. Je možno brát virtuální předměty do ruky a přemisťovat je, pracovat s virtuálními nástroji, mačkat virtuální tlačítka, psát na virtuální klávesnici apod. [2].

Například architekt má možnost si svůj výtvor nejen prohlížet, ale též interaktivně měnit. Vezme stěnu a posune ji, přemístí dveře nebo okna. Přitom může výsledek okamžitě sledovat ze všech stran [33].

Za vrcholnou aplikaci v této kategorii lze považovat cvičnou virtuální operaci, kterou může chirurg opakovaně trénovat na modelu pacienta či orgánu, dříve než ji začne provádět ve skutečnosti na živém pacientovi [3, 33].

4.3 PROSTŘEDKY INTERAKCE S VIRTUÁLNÍ REALITOU

Zařízení pro virtuální realitu se dělí na výstupní a vstupní. Výstupní nástroje jsou ty, které nám zprostředkovávají podněty nabízené virtuální realitou (generovaný obraz, zvuk, hmatové signály). Naopak vstupní nástroje nám umožňují virtuální realitu přetvářet [1, 2].

Do skupiny vybavení pro výstup patří zejména speciální brýle, sluchátka a rukavice s dotykovou a silovou zpětnou vazbou. Skupina zařízení pro vstup obsahuje datové rukavice a celotělový datový oblek [1, 2].

4.3.1 Brýle

Brýle, které se využívají k zobrazení virtuální reality, jsou schopny do každého oka promítnout obraz virtuální scény z jiného úhlu. To v mozku vyvolává věrohodný 3D obraz a my díky tomu můžeme vnímat předměty, které se nacházejí v pozadí scény, skutečně v pozadí. Toto zobrazení se dosahuje prostřednictvím použití několika typů brýlí [1, 2].

Nejběžnější a nejdostupnější metoda zobrazení stereoskopického obrazu je prostřednictvím metody filtrování barev. K pozorování se používají 3D brýle, které mají různě zabarvené skla. Nejběžnější barevnou kombinací je červená - azurová. Levé sklo má barvu červenou, pravé azurovou (modrozelenou). Na obrazovce se vytvoří obraz, jehož pohled určený pro levé oko je tvořen z odstínů červené barvy a pohled pro oko pravé je tvořen kombinací odstínů modré a zelené. Pozorovatel vidí levým okem pouze červenou složku obrazu (červený filtr propustí jen červený kanál - tedy jen obraz vytvořený pro levé oko) a pravým okem zelenou a modrou složku obrazu (modrozelený filtr propustí modrý a zelený kanál - tedy pouze obraz pro pravé oko). V mozku se oba obrazy spojí a vytvoří plně barevný 3D obraz. Bohužel díky rozdílům v barvách brýlí dochází k barevným posunům a každé oko dostává jen část barevné informace, což narušuje výsledný dojem [36].

Druhým způsobem, jak získat stereoskopický obraz, je použitím shutter glasses („zatmívacích brýlí“). V těchto brýlích dochází ke střídavému zatmívání obrazu pro levé a pravé oko v synchronizaci se zobrazením na monitoru nebo projekčním plátně. Vždy, když je zobrazen obraz pro levé oko, brýle zakryjí obraz pro pravé a naopak. Každý např. lichý frame (obrázek) na obrazovce je synchronizován s levým okem a každý sudý s okem pravým. Při dostatečné opakovací frekvenci vzniká dojem prostorového vidění. Opakovací frekvence musí být minimálně 120 Hz, protože každé oko vidí poloviční frekvencí. Přesto je pozorování při frekvenci 60 Hz velmi nepohodlné a jako minimální opakovací frekvence se doporučuje 85 Hz [36].

Třetí možností, jak získat stereoskopické zobrazení virtuální reality, je použitím přilbového displeje (head mounted display) nebo virtuálních brýlí. V těchto přístrojích je před každé oko umístěn malý LCD displej, na který se přenáší obraz virtuální scény [34].

Všechny tři způsoby se snaží zobrazit prostorovou scénu pro každé oko ze správného úhlu. Jen tak může vzniknout skutečně reálný 3D obraz, který je nutný pro skutečné ponoření se do virtuální reality.



Obrázek 1:

A: Shutter glasses (převzato z [http:// www.vrs.com.au/.../ce3_product_shot.jpg](http://www.vrs.com.au/.../ce3_product_shot.jpg);

B: 3D brýle (převzato z http://www.mtbs3d.com/cgi-bin/rss_blog.cgi?news_id=48);

C: Virtuální brýle (převzato z <http://www.t3online.cz/clanek.php?ID=31>)

4.3.2 Rukavice

Vytvořit dojem, že prostředí, které vidíte a slyšíte, také cítíte, je velice obtížné. Základní princip virtuálního hmatu spočívá ve vytváření protitlaku na ruku tak, aby došlo k jeho detekci hmatovými a proprioceptivními orgány, které následně vyvolají pocit, jako bychom se skutečně dotýkali virtuálního předmětu. Do skupiny nástrojů, které zajišťují tuto funkci, patří rukavice s dotykovou a silovou zpětnou vazbou. Tyto rukavice mohou pracovat na základě několika principů. Nejlépe se však osvědčila hmatová stimulace založená na principu soustavy miniaturních vzduchových polštářků, které lze velmi rychle nafouknout či vypustit [1].



Obrázek 2: Datová rukavice

(převzato z www.comfortvision.cz/.../data_gloves_14_01.jpg)

Rukavice s dotykovou a silovou zpětnou vazbou byly postupně nahrazeny rukavicemi datovými, které poskytují kromě silové zpětné vazby také možnost přetvářet virtuální prostředí dle potřeby.

Datové rukavice spolu s celotělovými obleky patří do skupiny vstupních zařízení. Celotělové obleky jsou velice drahé a mít je na těle společně s dalšími zařízeními může být i nepříjemné [33].

Proto se častěji používají pouze rukavice, které jsou lehké, poddajné a uživatele nikterak nelimitují. Kvalitní datové rukavice splňují dvě základní funkce. Za první informují PC o pohybu ruky uživatele ve virtuálním prostředí a za druhé poskytují uživateli zpětnou vazbu ve formě silových a hmatových informací o vlastnostech prostoru [1].

V dnešní době můžeme rozlišovat několik základních kombinací rukavic. Nejjednodušší jsou rukavice určené pouze pro snímání pohybu prstů a zápěstí. Dokonalejší rukavice nám umožní vychutnat si pocit kontaktu s virtuálním předmětem. Například s překážkou, která nám klade odpor úměrný našemu úsilí. Další možností je rozšíření základní rukavice o vibrační stimulatory, které jsou nezávisle programovatelné a mohou například navozovat pocit jemného dotyku. U těchto rukavic má uživatel možnost volit mezi pulzující a trvalou vibrací [3].

4.4 UPLATNĚNÍ VIRTUÁLNÍ REALITY

Pro virtuální realitu je důležité, aby pracovala v reálném čase, měla 3D charakter a byla interaktivní. Po splnění těchto podmínek dokáže virtuální realita vytvořit věrnou iluzi skutečného světa a zároveň tím splňuje podmínky pro uplatnění se v nejrůznějších oblastech [1].

4.4.1 Virtuální realita v lékařství

Prostřednictvím virtuální reality dokáží lékaři vstoupit do lidského těla. Na univerzitě v Severní Karolíně (USA) vstoupili lékaři pomocí virtuální reality do pacientova rakovinou napadaného hrudníku, aby se ujistili, zda jsou radiační paprsky správně zaměřeny [1].

Prostředky virtuální reality jako jsou virtuální brýle a datové rukavice mohou pomoci chirurgům, připravit se na náročnou operaci. Operace může být nejprve

simulována ve virtuálním prostředí na virtuálním modelu pacienta, vytvořeném dle dat získaných z počítačové tomografie, a až poté provedena v reálném světě [34].

Virtuální realita může být použita i během náročných či bolestivých zákroků a vyšetření, při kterých je potřeba, aby pacient zůstal při vědomí. Díky brýlím, do kterých je zobrazována virtuální realita, se pacient rozptýlí a nesoustředí se v takové míře na bolest a celý zákrok je pro něj mnohem příjemnější a snesitelnější [13].

Touto možností využití virtuální reality se zabývá Dr. Hunter Hoffman, který ve svých pracích popisuje, jak může být virtuální realita používána jako rozptylovací technika při vnímání bolesti u každodenní léčby popálených pacientů.

Dr. Hoffman nasadí pacientovi virtuální brýle, které umožní dotyčnému uniknout během léčebné procedury do virtuálního arktického světa s názvem SnowWorld („Sněžný svět“), který je obývaný sněhuláky, tučňáky a roboty. Ve SnowWorld je pacient schopný házet sněhové koule na virtuální obyvatele tím, že na ně zaměří pohled a zmáčkne tlačítko na spoušti, kterou drží v ruce [18].

4.4.2 Virtuální realita ve fyzioterapii

Všechny možnosti využití virtuální reality v terapii nejsou zatím známé. Hlavními oblastmi, ve kterých je virtuální realita již používána jsou především stavy po cévní mozkové příhodě (dále CMP) u kterých je terapie zaměřena především na zlepšení motoriky hemiparetické horní končetiny, dále u poruch rovnováhy a při tréninku kognitivních funkcí u demencí různé etiologie.

Manjuladevi Kuttuva M.S. se za podpory univerzity v New Jersey (USA) zaměřil právě na rehabilitaci hemiparetické horní končetiny po CMP. Během své terapie dosáhl pozitivních výsledků, udává zlepšení motorických schopností končetiny až o 71%. Při terapii používá speciálně vytvořené programy⁴ a datovou rukavici [16].

Prostřednictvím prvního programu, při kterém má pacient za úkol sledovat dráhu míčku na monitoru PC, Kuttuva trénuje motorickou kontrolu paže. Sledovanými parametry v této části terapie jsou odchylky mezi ideální a skutečnou dráhou pohybu paže a čas potřebný ke splnění úkolu. V případě, že pacient není schopný splnit celý úkol, tedy sledovat míček po celou dobu jeho pohybu, snímá se pouze vzdálenost, kterou urazilo zápěstí [16].

⁴ Pozn.: Programy mají podobu zábavných PC her.

V dalším programu, který používá Kuttuva k rehabilitaci, má pacient za úkol vstřelit branku, tento program je využíván za účelem zlepšení koordinace pohybů a zkrácení prodlevy reakce mezi okem a rukou [16].

Crosbie a kol. se zabývají také možnostmi využití virtuální reality u pacientů po CMP. Vytvořili účinný systém pro terapii hemiparetické horní končetiny. Využívají datové rukavice, prostřednictvím kterých pacient získává možnost hmatu a tím zároveň důležitou zpětnou vazbu. Datové rukavice dále umožňují pacientovi sledovat pohyb virtuálních rukou, což je pro dokonalou zpětnou vazbu také velice důležité. Princip terapie spočívá v uchopování a přemísťování předmětů sloužících k běžným denním činnostem. Prostředí a požadavky se dají měnit podle schopností jednotlivých pacientů [17].

Dr. Grigore Burdea rozšířil uplatnění virtuální reality o oblast dětské rehabilitace. Používá virtuální realitu při rehabilitaci myoskeletálních a neurologických poruch. Dětským pacientům poskytuje prostřednictvím virtuální reality stimulující a motivující prostředí, které je zaměřeno především na podporu motorických funkcí. Ve virtuální realitě si děti hrají, ve skutečnosti však plní rehabilitační úkony. Program poskytuje zpětnou vazbu v podobě velkého množství dat, která jsou určena k pozdějšímu vyhodnocení. Z vyhodnocených dat se získá objektivní obraz o úspěšnosti léčby [18].

Jaehun Kim M.S. využil virtuální realitu k terapii pacientů po CMP s neglect syndromem. Virtuální prostředí má podobu města a pacient je postaven do situace, kdy musí přejít silnici, tak aby ho nesrazil virtuální automobil. Tato situace nutí pacienta podívat se jak na stranu zdravou tak i na stranu postiženou neglect syndromem a správně vyhodnotit vzniklou situaci kolem sebe [19].

Rachel Kizony Msc. používá virtuální realitu k terapii rovnováhy u pacientů s transversální míšní lézí. Programy, které využívá k této terapii, se mohou uplatnit také ke zlepšování rovnováhy pacientů po CMP. Trénink stability může probíhat jak v sedě na křesle, tak i ve stoji, při kterém je pacient jištěn proti pádu. Prostředí virtuální reality má několik podob, ale princip terapie zůstává stejný. Pomocí aktivace hlavního svalu, jehož aktivita je snímána, provést pohyb, který je nutný k dosažení cíle (např. chycení balónu) [20].

Oblast neurorehabilitace s využitím virtuální reality je zatím velmi mladá a tak hotových aplikací, nasazených do běžné léčby, je zatím velmi málo a vznikají spíše ve výzkumných laboratořích při univerzitách než v klasické komerční sféře [24].

Velmi aktivní je v tomto směru University of East London (UK) a její katedra Psychologie, která má vlastní tým (Virtual Reality Research Team) pod vedením prof. D. Rose. Tento tým se zaměřil především na možnosti využití virtuální reality při léčbě pacientů po traumatickém poranění mozku (traumatic brain injury, (dále TBI)). V současné době se zabývají hlavně projekty, které jsou zaměřeny na podporu schopnosti řízení automobilu, trénink s ručním kolečkovým křeslem (orientace v prostoru) nebo trénink paměti a motorických schopností u této skupiny pacientů [24].

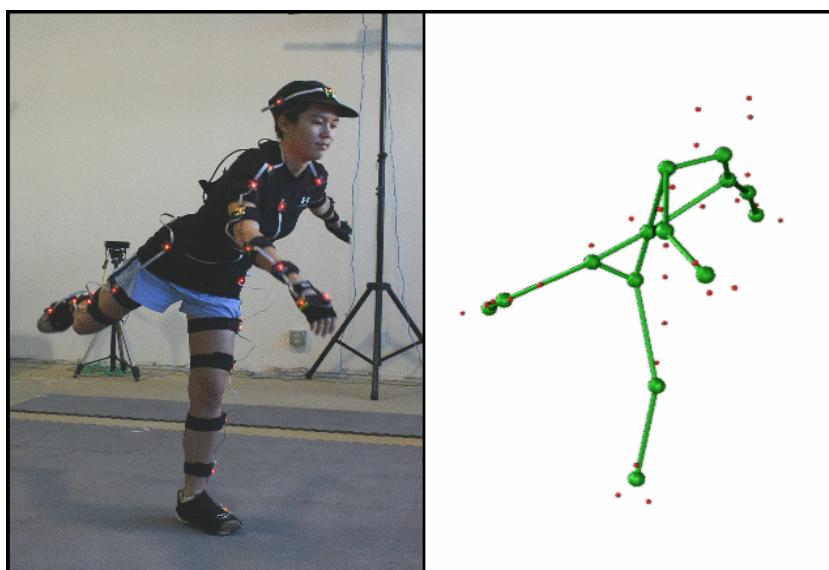
Další univerzitou, která se výrazněji zabývá problematikou propojení neurorehabilitace a virtuální reality, je Drexel University in Philadelphia (USA). Zdejší tým pod vedením M. T. Schutheis, Ph.D. pracuje na projektech zabývajících se rehabilitací pacientů po TBI. Rehabilitace je zaměřena na každodenní aktivity, které jsou trénované prostřednictvím kognitivních úloh. Zkoumají také rozdíly mezi učením se v reálném světě a ve virtuálních prostředích [24].

4.3.3 Virtuální realita v dalších oblastech

Prvotní oblastí, ve které došlo k nasazení systémů virtuální reality, byla armáda. Je obecně známé, že američtí piloti létají na leteckých simulátorech a trénují tak své umění. Technika, která je k tomuto tréninku zapotřebí, je velmi nákladná, přesto využití těchto systémů představuje velké finanční úspory. Inteligentní simulační software se postará o virtuální scénu se vším všudy. Piloti prožívají simulaci jako skutečnost. Virtuální realita má zde i další výhody. Nikdo se nemůže zranit, velitelé mohou pozorovat situaci z více míst a software může vojákům poskytovat výukové informace [34].

Jedna z dalších oblastí, do které sice omezené, nasazení systémů virtuální reality přineslo pozitivní výsledky, je výuka a vzdělávání. Při výuce studentů je velmi důležité demonstrovat jim co nejvěrněji to, co si mají osvojit. Tuto podmínku virtuální realita přesně umožňuje. Díky tomu, že jsou do výuky zapojeny téměř všechny smysly studenta, je učení mnohem efektivnější a naučené informace mají trvanlivější charakter [9].

Virtuální realita si našla své uplatnění také ve sportu. Zde vždy záleží na tom, kdo je nejrychlejší a nejpřesnější. Sportovci proto často trénují jen pár speciálních pohybů, které musí mít pro dosažení perfektních výsledků ve svých disciplínách naprosto přesně nacvičeny. K učení a optimalizaci potřebných pohybů sportovce lze využít virtuální techniky „Motion capture“, která umožňuje snímat pohyby nejdůležitějších částí těla. Je tak možné pohyb sportovce přesně zachytit a reprodukovat jej na virtuální postavě. V PC se odehrává optimalizace pohybu sportovce, který se pak může naučit provádět potřebné pohyby mnohem efektivněji od PC [34].



Obrázek 3: Virtuální technika „Motion capture“
(převzato z <http://virtualni-realita.molbud.cz/praxe-virtualni-reality>)

5. POSTURÁLNÍ REGULACE A JEJICH MĚŘENÍ

Stoj a chůze patří k základním projevům člověka. V každém okamžiku, kdy se člověk postaví, aktivují se v centrálním nervovém systému (dále CNS) mechanismy, které spolu s dalšími systémy zajišťují tzv. posturální regulaci. Posturální regulace se tedy týká zájímáním a udržováním stabilní polohy těla v gravitačním poli země. Výsledkem posturálních regulací je stabilní vzpřímený stoj [27].

5.1 MODERNÍ POSTUROGRAFICKÉ METODY

Dnes se k hodnocení posturální stability využívají především metody stabilografické a statokinezimetrické. Tyto techniky se souhrnně označují jako metody posturografické. Statokinezimetrie nám poskytuje grafický záznam se změnami polohy těžiště těla v horizontální rovině. Stabilografie také snímá polohu těžiště v horizontální rovině, navíc umožňuje sledovat pozici těžiště odděleně pro osu anteroposteriorní a osu laterolaterální [27].

K hodnocení stability u posturografie dochází měřením časového průběhu charakteristických veličin s následným srovnáním výsledků s kritérii stability [25].

Posturografie umožňuje kromě přístrojového hodnocení parametrů stability také kvantifikaci výsledků a diferenciální diagnostiku jak centrálních, periferních tak i smíšených poruch mechanismů podílejících se na udržování vzpřímeného stoje. Informuje také o vestibulospinálních a vestibulookulárních aspektech balanční funkce a dysfunkce [14].

Tuto metodu měření posturálních regulací je možno využít v řadě oborů a to nejen v diagnostice, ale i při objektivním hodnocení zvolené léčby. Sama posturografie může být přímo terapií [14].

Posturografii můžeme rozdělit na statickou a dynamickou. Statická se využívá k hodnocení klidového stoje, zatímco dynamická k hodnocení práce vyšetřovaného s těžištěm [23].

Statická i dynamická může využít celé řady různých typů vedlejších zátěží, což následně umožňuje přesnější diferenciaci ve vztahu ke třem základním systémům ovlivňujícím rovnováhu (vizuální, vestibulární a proprioceptivní). Jako vedlejší zátěže

lze použít např. podložení pevné podložky měkkou hmotou nebo sledování vlastní balance v zrcadle resp. na obrazovce monitoru [29].

5.2.1 Statická posturografie

Cílem statické posturografie je změřit parametry Rombergova stoje I, II a III. a případně stoj na jedné dolní končetině [14].

Rombergův stoj je zkouška, která se skládá z několika samostatných testů, pomocí nichž můžeme postupně odhalit poruchu rovnováhy. Vyšetřovaná osoba stojí ve stoji spatném, hlavu drží v přímém postavení, oči jsou v první části zkoušky otevřené, v druhé části zavřené. V dalším kroku testu má vyšetřovaný hlavu pootočenou nejdříve k pravému rameni a poté k rameni levému. Citlivost a přesnost těchto zkoušek se zvýší, pokud je provádíme u pacienta, který stojí na špičkách nebo střídavě jen na jedné noze [15].

Klasická statická posturografie se provádí jako klidný stoj na posturografické plošině při otevřených a následně zavřených očích [29].

Je založena na principu měření a transformaci mechanických oscilací centra opěrných sil („centre of pressure“ (dále CoP)). CoP je působíště vektoru reakční síly podložky. Jde o průměr všech tlaků nad povrchem oblasti v kontaktu se zemí [26, 12].

Za předpokladu, že jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou, nachází se čistý CoP někde mezi těmito chodidly. Přesná poloha je v závislosti na relativní váze nesené každým z chodidel [21].

V případě, že jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou existuje CoP pod každým z nich. Poloha CoP pod každým chodidlem odráží nervovou kontrolu nejenom svalů bérce a kolena, ale také celého trupu [21].

Plošina obsahuje tlakové snímače (minimálně po jednom snímači v každém rohu plošiny), které zaznamenávají změnu polohy těžiště („center of mass“). Těžiště je bráno za hypotetický hmotný bod, do kterého se soustředí hmotnost celého těla v globálním vztažném systému [23].

Variabilita křivky, po které se průmět těžiště pohybuje, je úměrná stabilizačním schopnostem vyšetřovaného. Čím hůře je vyšetřovaná osoba schopna udržovat stabilitu, tím je křivka, po které se pohybuje průmět těžiště, delší a různorodější. Podle velikosti

rozkmitů a jejich směru můžeme usuzovat na určité poruchy systémů zajišťující řízení stability [5].

Tato metoda je vhodným doplňkem ke standardnímu vestibulárnímu vyšetření, zejména pacientů s poškozením CNS. Použití posturografie je rozšířeno zejména v neurologii a rehabilitaci, kde slouží jak k diagnostice, tak i k samotné terapii poruch rovnováhy [29].

5.2.2 Dynamická posturografie

Dynamická posturografie je složitější variantou objektivního vyšetření posturální rovnováhy. Je využívána ke kvantifikování adaptivních mechanismů CNS, které se účastní regulace postoje a rovnováhy za fyziologických i nefyziologických podmínek. Mezi tyto mechanismy patří například mechanismus smyslových vstupů (zrak, hmat, somatosenzorika, propiocepce a vestibulární systém), centrální zpracování a motorická odpověď [26].

Od statické posturografie se dynamická obecně liší užitím speciální aparatury s pohyblivou horizontální plošinou. Pohyby pacienta se přenáší jako informace měnící se v reálném čase. PC ovládá plošinu prostřednictvím elektrických motorů, které jsou schopny pohybovat posturografickou plošinou v horizontální rovině, ale také do náklonu [14].

Dynamická posturografie umožňuje rozlišení vestibulární, vizuální a somatosensorické léze u poruch rovnováhy. Umožňuje diferenciaci mezi abnormalitou v periferním nebo centrálním nervovém systému v oblastech týkajících se posturální kontroly. Je též možná diferenciacie sensorické a motorické složky posturální instability u neurologických onemocnění. Vyšetření tak poskytuje komplementární informace k ostatním testům vestibulární funkce [22].

5.3 POSTUROGRAFICKÉ PARAMETRY

Pokud vyšetřujeme stabilitu pomocí posturografie, získáváme z tohoto vyšetření několik základních parametrů (dráha, plocha, min. a max. odchylka těžiště). Můžeme také spočítat Rombergův kvocient [14].

Parametr dráha: vyjadřuje celkovou dráhu těžiště těla v reálném čase. Základní jednotkou této veličiny jsou cm.

Parametr plocha: označuje celkový obsah plochy obrazce, který opíše těžiště těla během celého průběhu měření. Udává se v cm^2 .

Min. a max. odchylka: vyjadřuje mezní hodnoty, o které se těžiště odchýlilo od ideálního postavení

Rombergův kvocient: se vypočítá jako poměr dráhy a plochy při otevřených i zavřených očích. Tento parametr vypovídá o vlivu vizuální kontroly na stabilitu stoje [14].

5.4 VÝHODY POSTUROGRAFIE

Výhodou posturografie statické i dynamické je to, že výsledky měření nejsou zatíženy subjektivní interpretací vyšetřujícího. Získaná data jsou vyhodnocována PC programem. Výsledky měření mají podobu grafickou i numerickou, což umožňuje přesnější hodnocení poruchy rovnováhy. Výsledky se dají samozřejmě mezi sebou porovnávat a archivovat pro pozdější zhodnocení úspěšnosti léčby.

6. ÚSTROJÍ ZAJIŠŤUJÍCÍ STABILITU TĚLA

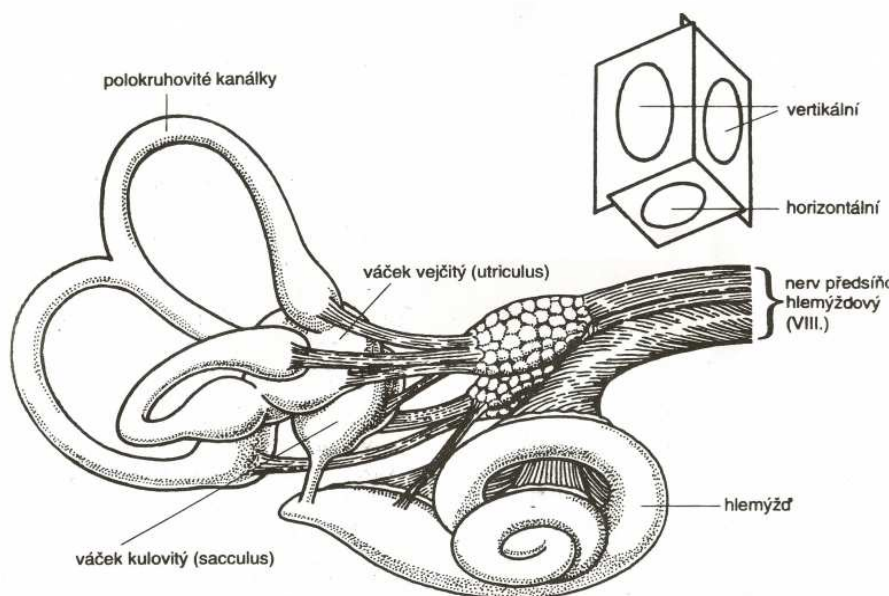
Udržování rovnováhy v gravitačním poli Země je založeno na součinnosti tří systémů: vestibulární, zrakový a proprioceptivní. Tyto systémy se navzájem doplňují a poskytují informace, které jsou následně zpracovány v CNS [29].

6.1 VESTIBULÁRNÍ SYSTÉM

Vestibulární systém slouží k detekci úhlového a lineárního zrychlení hlavy a tím k udržování rovnováhy v závislosti na její poloze. Reflexně řídí kompenzační pohyby končetin a očí k tomu účelu. Podílí se též na regulaci svalového napětí, kdy ovlivňuje především tonus extenzorů [8].

6.1.1 Statokinetické čidlo

Statokinetické čidlo (též vestibulární aparát) patří k periferní části vestibulárního systému. Vestibulární receptory jsou uloženy v kostěném labyrintu kosti skalní. Labyrint tvoří tři na sebe kolmé polokruhové kanálky (horizontální, přední a zadní svislý), které jsou čidlem kinetickým, neboli detekují zrychlení. Makulární orgány, vejčitý a kulovitý váček (utríkulus a sakulus) detekují polohu [4, 8].



Obrázek 4: Vestibulární systém (převzato z http://www.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=113300)

Uvnitř kostěného labyrintu se nachází labyrint blanitý, který je vyplněný endolymfou. V rosolovité hmotě blanitého labyrintu jsou na hranách (crista ampularis) umístěny vláskové buňky – cilie s kinociliemi a stereociliemi, které vnímají změny v proudění endolymfy v kanálcích.. Ve váčcích jsou dvě na sebe kolmé vrstvy vláskových buněk s vlásky zapuštěnými do rosolu, který obsahuje krystalky uhličitanu vápenatého [4].

K podráždění vestibulárních receptorů dochází při zrychlení během přemisťování, a to v pozitivním i negativním směru. Úhlové zrychlení aktivuje ampuly polokruhových kanálků a endolymfa v nich ohýbá cilie. K aktivaci receptorů v macula sacculi a macula utriculi dochází tím, že se přes otolity makul posunuje gel blanitého labyrintu. Gravitační zrychlení detekují obě makuly, podle polohy hlavy a polohy těla v prostoru [4, 11].

6.1.2 Aferentace do mozkové kůry

Eferentní vlákna recepčních buněk tvoří synapsi v ganglion vestibuli. Vychází z něho vestibulární nerv, který se ještě ve vnitřním uchu spojuje s nervem sluchovým a společně tvoří nervus vestibulocochlearis (n. VIII). Do mozkového kmene vstupuje v prodloužené míše a končí v komplexu vestibulárních jader; nc. lateralis (Deitersovo), nc. superior (Bechtěrevovo), nc. medialis (Schwalbeho) a nc. inferior (Rollerovo). Tato jádra přijímají také aferentaci z receptorů hlubokého cití a mají eferentní spojení s vestibulárním mozečkem, okohybnými nervy (umožňující zrakovou kontrolu pohybu) a s gyrus postcentralis mozkové kůry; tyto spoje zajišťují vědomou kontrolu orientace v prostoru. [4, 7, 8].

6.1.3 Vestibulární reflexy a motorické funkce

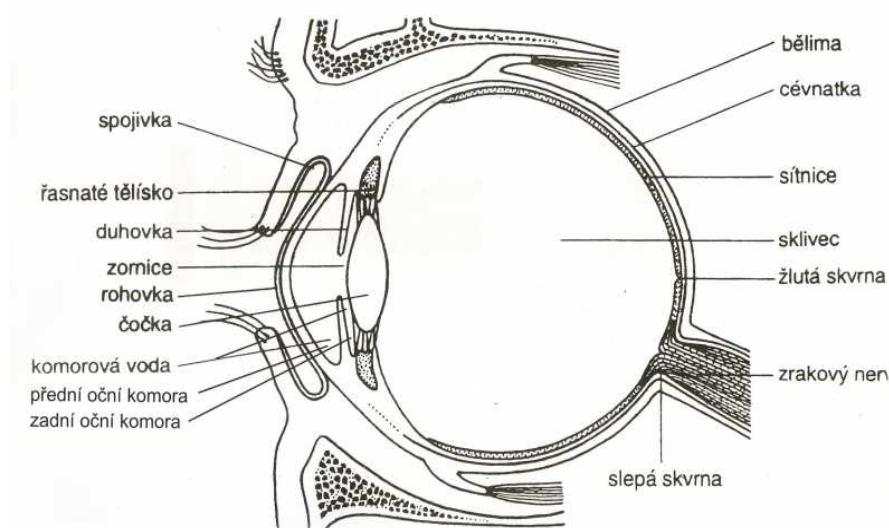
Pohybové funkce vestibulárního systému jsou zajišťovány reflexy, které se také označují jako labyrintové. Můžeme je rozdělit na statické – posturální (postojové a vzpřimovací) a statokinetické, které se objevují během pohybů a samy pohyby vyvolávají (vestibulární nystagmus) [11].

6.2 ZRAKOVÝ SYSTÉM

Zrakový systém patří do skupiny nejsložitějších systémů, kterými člověk disponuje. Analyzuje světelné podněty a tím napomáhá k orientaci v prostředí. Lidské oko zachycuje světlo o vlnové délce cca 400-750 nm. Prostřednictvím zraku vnímáme různé barvy světla, od absolutního prahu až po vysokou úroveň osvětlení. Důležitá je především schopnost rozlišení kontrastu (černo-bílého a barevného), kontur a schopnost stereoskopického vidění. [4, 8].

6.2.1 Anatomie oka

Zrakové receptory jsou uloženy v oku. Oko se skládá z několika komponentů: oční koule (bulbus) je tvořena bělimou (sklérou), cévnatkou (choroideou) a sítnicí (retina). Bělímou přechází v přední části v rohovku (cornea), za níž se nachází duhovka (iris) s otvorem uprostřed – zornicí (pupila). Duhovka určuje barvu oka, zároveň obsahuje hladké svaly – m. dilatator pupillae a m. sphincter pupillae, které mění velikost zornice (zúžení – mióza a rozšíření – mydriáza). Mezi rohovkou a čočkou je komorový prostor oka, jež duhovka rozděluje neúplně na přední a zadní komoru. Obě komory vyplňuje komorová voda. Vnitřní prostor oka vyplňuje sklivec (corpus vitreum) průhledná, dokonale čirá, světlolomná průhledná hmota [7, 8, 10].



Obrázek 5: Zrakový systém (převzato z http://www.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=11070 0)

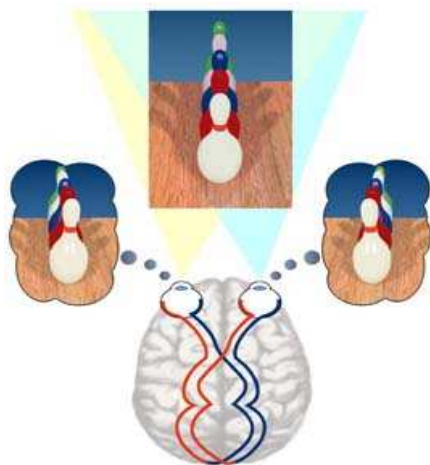
6.2.2 Optický systém oka

Optický systém oka vytváří na sítnici obrácený a zmenšený obraz vnějšího světa. Systém oka je tvořen rohovkou, komorovou vodou, čočkou a sklivcem. Světelný paprsek, který vstupuje do oka, se nejprve několikrát lomí než dopadne na sítnici. K prvnímu lomu paprsku dochází na rohovce, k dalším lomům dochází na přední (konkávní) a zadní (konvexní) ploše čočky; poté paprsek prochází sklivcem a teprve pak dopadá na sítnici [8, 10].

Světlo musí projít několika vrstvami sítnice, než se dostane k vlastním receptorům zraku. Fotoreceptory se dělí na čípky (6 – 7 milionů) a tyčinky (120 milionů). Čípky zprostředkovávají vidění barevné, zatímco tyčinky vidění za šera (obraz jimi zprostředkovaný nemá barvy). Největší hustota čípků je ve žluté skvrně (fovea centralis), kde naopak zcela chybí tyčinky. Největší hustota tyčinek je ve vzdálenosti 20° od fovea centralis. Maximum spektrální citlivosti tyčinek je okolo 500 nm. Rozložení fotoreceptorů na sítnici se mění směrem do periferie, rychle ubývá čípků, pozvolna tyčinek. V místě papily zrakového nervu sítnice zcela chybí. Toto místo se nazývá slepá skvrna. [4, 7, 8].

6.2.3 Stereoskopické vidění

Schopnost vnímat prostředí kolem nás trojrozměrně nám umožňují naše oči. Každé oko získává obraz z mírně odlišného úhlu. Z těchto obrazů je mozek schopný informace o hloubce rekonstruovat a vzniká tak prostorový vjem. Tento jev je nazýván binokulární disparita. Oči jsou od sebe vzdáleny v průměru 6,3 cm, tato rozteč nám umožňuje prostorové vidění do vzdálenosti cca 6 metrů. Předměty vzdálené více než 6 metrů jsou oběma očima viděny prakticky pod stejným úhlem, proto nám takové předměty splývají do jedné roviny [8, 10].



Obrázek 6: Princip stereoskopického vidění (převzato z <http://www.vision3d.com/stereo.html>)

Jestliže člověk z nějakého důvodu ztratí schopnost vidění jedním okem, ztrácí automaticky schopnost prostorového vidění. Dokáže sice na základě zkušenosti a podle velikosti sledovaného předmětu víceméně odhadnout jeho vzdálenost, ale například plastický obraz pověšený na zdi se mu potom jeví stejně jako tapeta s natištěným obrazem [4].

6.3 PROPRIOCEPTIVNÍ SYSTÉM

V každém místě pohybového aparátu člověka jsou speciální receptory (svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska, kloubní receptory), které trvale hlásí stav svalového napětí, polohu a pohyby segmentů těla v prostoru. Tyto receptory se nazývají proprioceptory [4].

6.3.1 Proprioceptory

Hlavními proprioceptivními orgány svalu jsou svalová vřeténka. Rozlišujeme dva druhy: tonická neboli statická a fázická neboli dynamická. Svalová vřeténka jsou uložena ve směru podélné osy svalu a reagují na jeho protažení tak, že čím více je sval protažen, tím více svalových vřetének je drážděno. Z vřetének jde do CNS informace jak o rychlých (fyzických) změnách délky svalu při pohybu a při udržování polohy tak i o změnách dlouhodobých (tonických) [4, 8].

Ve šlachách svalů jsou uložena Golgiho šlachová tělíska, která snímají tahové napětí. Napětí nutné k aktivaci těchto receptorů musí být daleko větší, než to které stačí k aktivaci svalového vřeténka a dochází k němu při napnutí šlachy během svalové kontrakce nebo při zvýšení svalového napětí. Informace ze šlachových tělísek chrání sval i šlachy před přetížením, protože působí útlum alfa-motoneuronů příslušného svalu [6, 7, 10].

Kloubní receptory podávají informace o pohybu v kloubu tím, že reagují na změny napětí v kloubním pouzdru, které vznikají jeho napínáním na konvexní straně kloubu a řasením na straně konkávní. Rozlišujeme dva základní typy. Receptory s pomalou adaptací signalizují polohu kloubních segmentů a fungují proto jako goniometr a kloubní receptory s rychlou adaptací, které reagují na změnu rychlosti pohybu v kloubu a působí jako tachometr [6].

6.3.2 Taktilní receptory

K řízení pohybu a udržování vzpřímeného postavení přispívají i taktilní receptory (kožní cití - Ruffiniho a Maissnerovy tělíska). Tyto receptory informují o různém rozložení zátěže na plantách, které vzniká při vychýlení CoP ze středu sustentačního polygonu. Detekují vznikající nestabilitu, kterou je nutno korigovat z důvodu možnosti vzniku pádu. Podobnou úlohu má i informace o rozložení zátěže na pánvi při sedu nebo při jiných polohách z míst, kde se tělo dotýká podložky a kde vzniká reaktivní gravitační tlak [6] .

PRAKTICKÁ ČÁST

7. MATERIÁL A METODIKA MĚŘENÍ

7.1 TESTOVANÝ SOUBOR

Pro dosažení našeho cíle vytvořit virtuální scény, které by mohly být využívány k měření posturálních regulací v následných studiích, popř. klinické praxi, jsme se rozhodli zahrnout do testované skupiny pouze „zdravé“ jedince. V tomto rozhodnutí jsme také zohlednili fakt, že se jedná o pilotní studii, ve které jsme testovali příslušné vybavení, a nechtěli jsme proto případnými komplikacemi s technikou zatěžovat skutečné pacienty.

Testovaná skupina byla tvořena především studenty 3. ročníku oboru Fyzioterapie 1. LF UK. Skupina byla složena z jedenácti žen a pěti mužů přibližně stejného věku a somatických parametrů.

Testované osoby byly seznámeny s cílem naší práce a zúčastnily se testování dobrovolně.

7.2 POUŽITÉ VYBAVENÍ

Ke snímání polohy těžiště probandů jsme se rozhodli na místo klasického posturografu, využít nově zkonstruovanou plošinu Balance Board společnosti Nintendo. Původně byla tato plošina součástí herní konzole Nintendo Wii a tréninkové aplikace Wii Fit [30].

Tato plošina pracuje na podobném principu jako klasický posturograf, má i několik výhod navíc. Plocha celé plošiny obsahuje tlakové snímače, které registrují změny polohy těžiště pacienta a přenášejí je v grafické podobě na televizní obrazovku či monitor PC. Wii Balance Board ve spojení s Wii Fit dokáže určit váhu, pozici těžiště a schopnost testované osoby udržet vzpřímené postavení těla [30, 31].

K provedení našeho měření jsme kromě plošiny Balance Board využili PC s operačním systémem Windows XP. Virtuální scény jsme promítali na bílou plochu 3D video projektorem DepthQ společnosti InFocus. K vytvoření stereoskopické zobrazení virtuálního předmětu jsme použili shutter glasses typu 60GX NuVision značky Technologies Inc.

Vytvoření softwarového vybavení, které bylo nutné pro naše měření a následné vyhodnocení výsledků, si vzal na starost Bc. Adam Bohunčák z Fakulty biomedicínckého inženýrství. Vytvořil Aplikaci Stereobalance (verze 1.0 beta), díky které jsme si mohli navolit směr, rychlost a načasování pohybů virtuálního objektu přesně tak, jak jsme potřebovali. Tato aplikace zároveň ukládala naměřená data pro pozdější vyhodnocení.

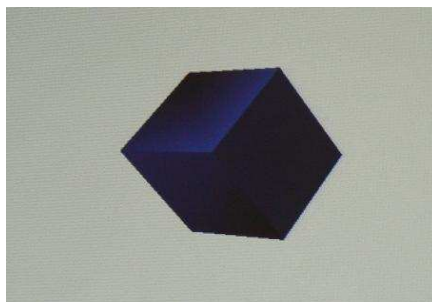
Srdeční frekvenci (dále SF) jsme sledovali prostřednictvím programu Bio Supervisor version 3.4 (Clever Technologies, s.r.o.).



Obrázek 7: Nintendo Wii Balance Board (převzato z http://www.wiifit.cz/pro_cojebalance/pro_cojebalance.php)

7.3 VIRTUÁLNÍ PŘEDMĚT

Ve výše zmíněném programu jsme vytvořili celkem 5 krátkých virtuální scén, které obsahovaly jeden virtuální objekt. Objektem byla krychle otočená ve všech osách (x, y, z) o 45° . Díky tomu se krychle dostala do pozice, ve které byla jedním svým rohem kolmo k testované osobě. Pootočení jsme zvolili z důvodu zvýraznění prostorového uspořádání krychle. Toto postavení umocnilo především efekt poslední virtuální scény. Podrobný popis virtuálních scén je pro lepší představu při vyhodnocování umístěn v kapitole 8.



Obrázek 8: virtuální předmět

7.4 ORGANIZACE A PODMÍNKY TESTOVÁNÍ

Měření proběhlo v areálu budovy ČVUT Fakulty biomedicínského inženýrství v ulici Studničkova v Praze. Byla nám poskytnuta tichá a klidná místnost s patřičným vybavením potřebným pro naše měření.

Teplota v místnosti byla v rámci možností stálá a udržovaná na hodnotě 23°C. Při jednotlivých měřeních byly použity vždy stejné pomůcky.

Z časových důvodů neprobíhala jednotlivá měření ve stejnou denní dobu. Nepředpokládáme však vliv denního biorytmu na výkon „zdravých“ osob, které se našeho měření zúčastnily.

Z organizačního hlediska jsme postupovali jednotně. Instruktaž a testování prováděla u všech členů vyšetřované skupiny vždy stejná osoba. Po úvodních informacích (vysvětlení smyslu testování a objasnění způsobu provedení testu) absolvoval každý vyšetřovaný vlastní měření. Naměřené hodnoty byly ihned uloženy do paměti PC. Následně byly vyhodnocovány prostřednictvím programu Microsoft Office Excel 2003.

7.5 METODIKA MĚŘENÍ

Vyšetřované osoby jsme si volali k měření jednotlivě. Chtěli jsme se tak vyvarovat narušení koncentrace probanda a tím minimalizovat možné zkreslení naměřených výsledků. Také jsme tímto krokem chtěli zabránit tomu, aby zbylí testovaní viděli průběh připravených virtuálních scén.

Před zahájením testu jsme vyšetřovanou osobu poučili o průběhu měření a použitém vybavení. Současně jsme si připravili dokumentaci a vyplnili potřebné administrativní údaje.

Ještě před tím než se proband postavil na Balance Board, připevnili jsme mu kolem hrudníku pás na měření SF a na oči nasadili shutter glasses. Poté se proband bosý postavil na Balance Board. Pro rychlejší adaptaci na brýle jsme mu mimo naše měření pustili první naprogramovanou virtuální scénu a současně jsme zjišťovali jeho pocity a funkčnost vybavení, především brýlí. Důležité bylo ujistit se zda vidí daný virtuální objekt stereoskopicky a nepřerušovaně. Následně jsme začali s prováděním vlastního měření.

Upozornili jsme probanda na zahájení testu, ale ponechali jsme mu krátkou časovou prodlevu, aby mohl zaujmout stabilní pozici. Když byl připraven, spustili jsme postupně v krátkém sledu jednotlivé virtuální scény. Každá projekce probíhala přibližně 30 vteřin a poslední scéna se dvakrát opakovala. Celé měření tedy trvalo cca 4 minuty.

Během promítání jednotlivých virtuálních scén jsme kontinuálně sledovali, zda dochází ke změnám SF.



Obrázek 9: Proband na testovací plošině Balance Board s nasazenými shutter glasses

7.6 ZPRACOVÁNÍ DAT

Z měření jsme získali řadu hodnot zaznamenaných v určitých časových intervalech. Velikost těchto hodnot odpovídala výchylkám těžiště v milimetrech v anteroposteriorním nebo laterolaterálním směru. Tato data jsme zpracovali za účelem vytvoření řady grafů, které bylo možné lépe vizuálně hodnotit.

Z prvotních údajů jsme chtěli odstranit vliv náhodných výchylek a zredukovat množství dat, aniž bychom přišli o informace z původního záznamu. Z toho důvodu jsme je prokládali středními hodnotami vždy dvaceti následujících čísel⁵. Úpravou záznamu jsme také převedli data na časovou osu.

⁵ Pozn.: Při každém měření jsme získali cca 2000 dat, ze kterých jsme zpracovávali křivku, proto zprůměrování 20 čísel nepovažujeme za nijak závažný zásah do celkové vypovídající hodnoty křivky.

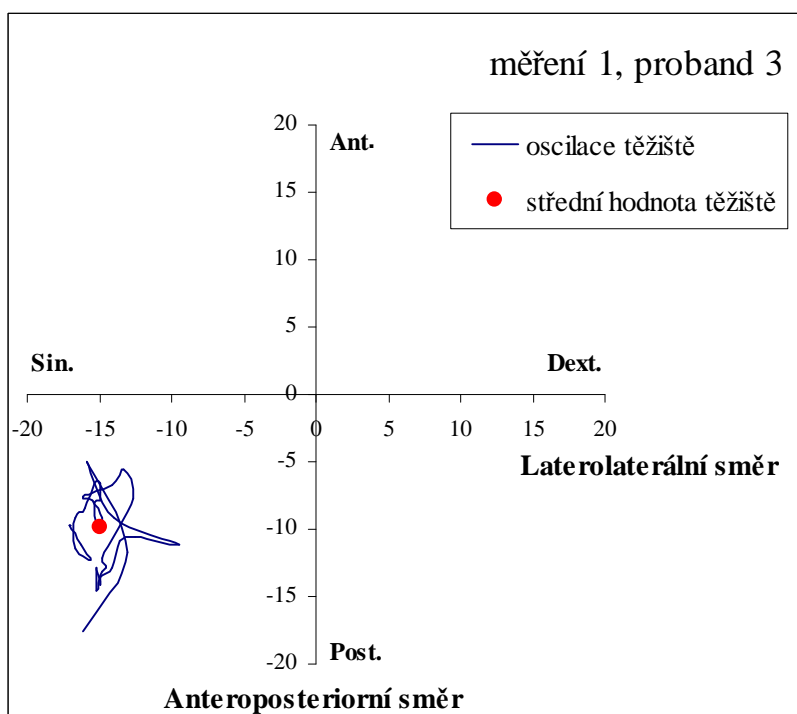
V grafu jsme tak vytvořili křivku, jejíž průběh korespondoval s křivkou originální a byl přehlednější pro následnou analýzu.

7.7 INTERPRETACE DAT

Celkový pohyb těžiště je dán složením dvou souborů dat shodného měření. Každý soubor znázorňuje pohyb v jednom ze dvou směrů, které jsou na sebe kolmé (anteroposteriorní směr a laterolaterální směr).

V grafu 1 je vyobrazená plocha, v níž se těžiště pohybuje. Osa X představuje laterolaterální směr, osa Y anteroposteriorní. Pro lepší představu si můžeme říct, že se díváme shora na probanda, který stojí čelem k hornímu okraji papíru. Tedy když křivka nabývá na ose Y vyšších hodnot, těžiště se pohybuje anteriorně naopak při poklesu hodnot posteriorně. Obdobně je tomu i u osy X. Při zvyšování hodnot se těžiště pohybuje dextrálně (vpravo) při snižování sinistrálně (vlevo).

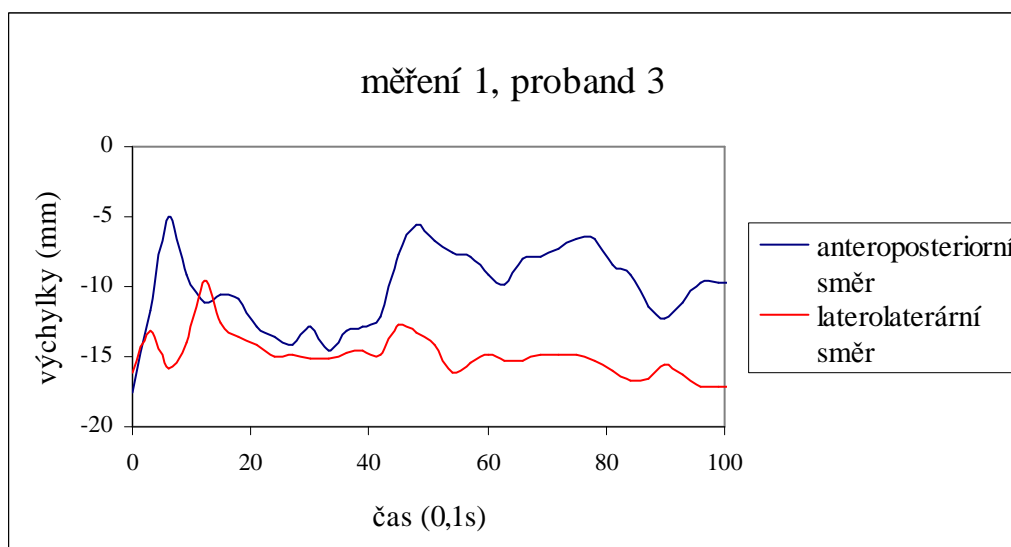
Červeně je znázorněno místo, kde jsme zjistili střední hodnotu odchylek probanda při tomto měření a modře křivka, která ukazuje oscilace těžiště kolem tohoto bodu. Z grafu je zřejmé, že tato osoba má těžiště posunuté mírně dozadu a vlevo oproti středu plošiny, který je reprezentovaný bodem se souřadnicemi [0,0].



Graf 1: plošné zobrazení oscilace těžiště

Nevýhodou tohoto zobrazení je fakt, že pohyb nelze analyzovat v čase. Proto jsme přistoupili k jinému typu zobrazení, kdy jsme každý soubor dat převedli na jednu křivku (graf 2), která znázorňuje pohyb těžiště v příslušném směru v závislosti na čase. I zde číselné hodnoty na ose Y (výchyly) musíme vnímat jako souřadnice, kde zvyšování hodnoty znamená posun dopředu pro anteroposteriorní směr resp. doprava pro laterolaterální. Naopak snižování hodnoty vypovídá o posunu dozadu ve směru anteroposteriorním resp. vlevo v laterolaterálním.

Výhodou tohoto zobrazení je, že nám zobrazuje pohyb těžiště v čase, a umožňuje analyzovat změny odchylek těžiště v závislosti na vizuálním podnětu, kterým stimulujeme testovanou osobu.



Graf 2: zobrazení pohybu těžiště v závislosti na čase

8. VÝSLEDKY

Z jednoho měření každého probanda jsme získali dvě křivky, které reprezentovaly pohyb těžiště v anteroposteriorním a laterolaterálním směru (graf 2). Při dalším zpracování jsme křivky všech probandů získané ze stejného měření vložili do grafů pro každý směr zvlášť. V takto vytvořených grafech máme možnost porovnávat rozdíly mezi výchylkami těžišť probandů a hodnotit reakce testované osoby na změnu vizuálního podnětu (graf 3).

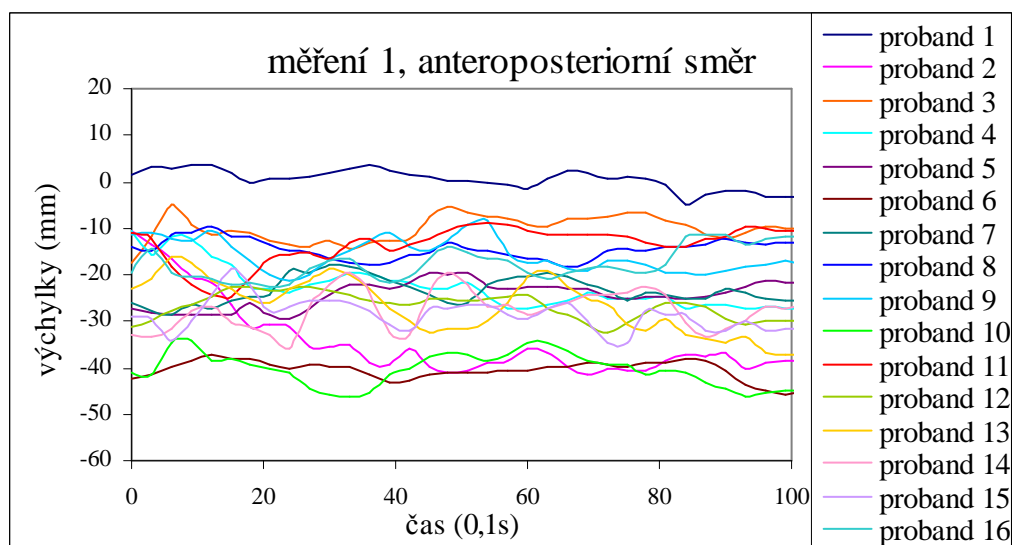
Jelikož jsou tyto grafy velmi nepřehledné, rozhodli jsme se v dalším kroku vybrat z každého měření několik reprezentativních křivek, které dále popisujeme.

Ve snaze o globální znázornění vývoje polohy těžiště jsme do grafů zanesli také spojnice trendů. Dále jsme do grafů vyznačili místa, ve kterých došlo ke změně ve virtuální scéně.

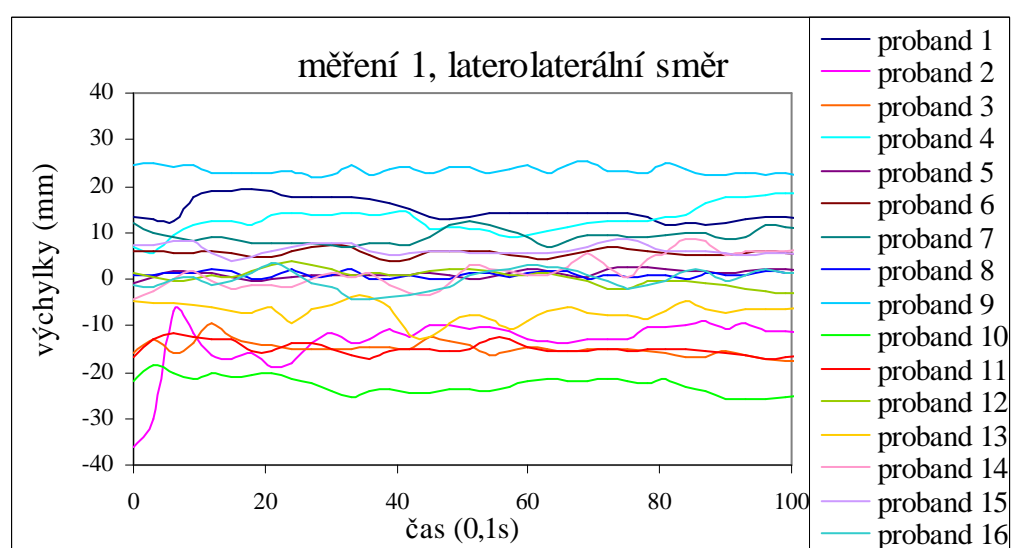
8.1 MĚŘENÍ 1

První virtuální scéna byla tvořena nehybným virtuálním objektem (viz. 7.3), který byl umístěn do středu promítaného obrazu. Proband sledoval tento statický objekt po dobu 10 vteřin. Po uplynutí této doby projekce skončila.

Účelem tohoto měření bylo získat obecný přehled o polohách těžišť probandů a také zjistit velikosti jejich klidových odchylek. Toto zjištění bylo důležité pro další měření, kde jsme z velikostí výchylek těžiště hodnotili reakce probandů na změnu vizuálního podnětu.

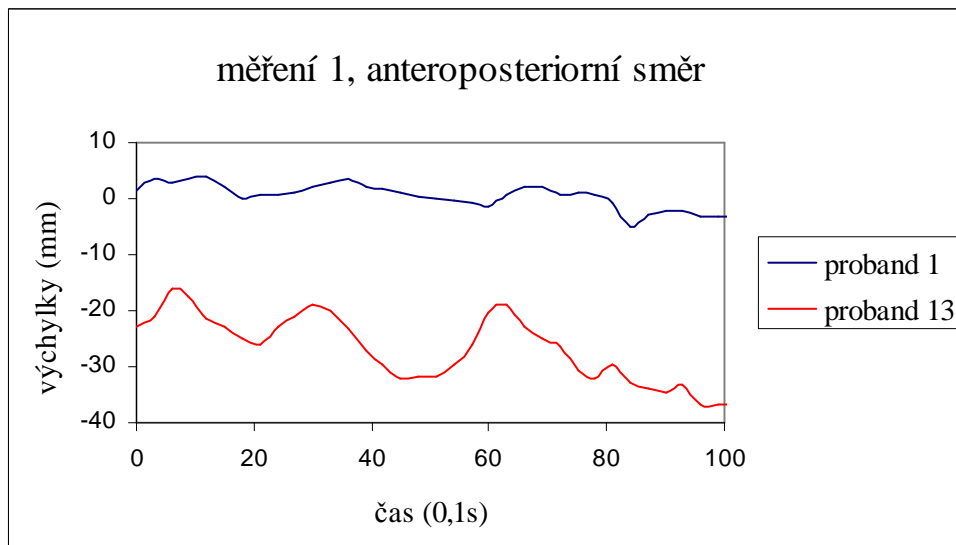


Graf 3: měření 1, anteroposteriorní osa



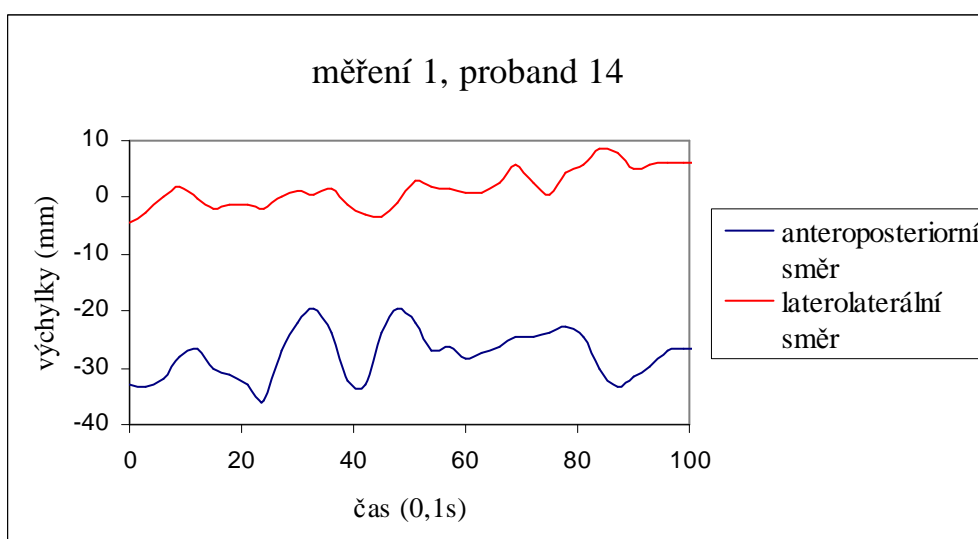
Graf 4: měření 1, laterolaterální směr

U většiny probandů byly naměřeny výchylky v rozmezí 15 mm (graf 5, proband 1), ale objevily se i takové, které toto rozmezí několika násobně přesahovaly (graf 5, proband 13). U těchto osob jsme k tomuto faktu přihlíželi při vyhodnocování jejich dalších měření.



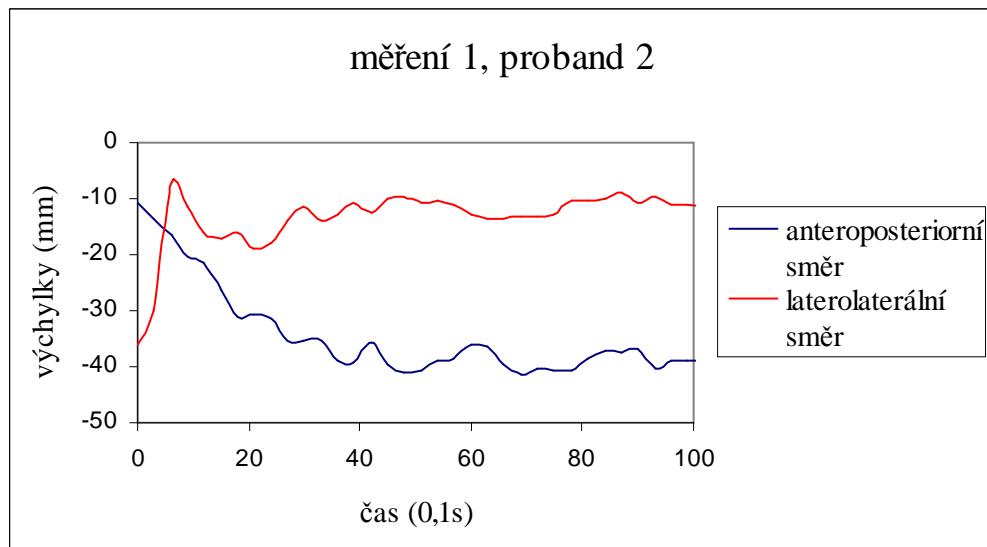
Graf 5: měření 1, anteroposteriorní rovina

Můžeme také konstatovat, že výchylky v anteroposteriorním směru byly v klidovém měření u všech testovaných větší než výchylky v ose laterolaterální (graf 6).



Graf 6: měření 1, proband 14

Poměrně často (i v jiných měřeních) jsme se setkali s jevem, kdy po začátku virtuální scény byly zaznamenány velké výkyvy křivky, které se posléze ustálily do konstantního stavu s relativně malými výchylkami (graf 7). Jako příčinu tohoto dění uvažujeme počáteční reakci probanda na spuštění promítání.



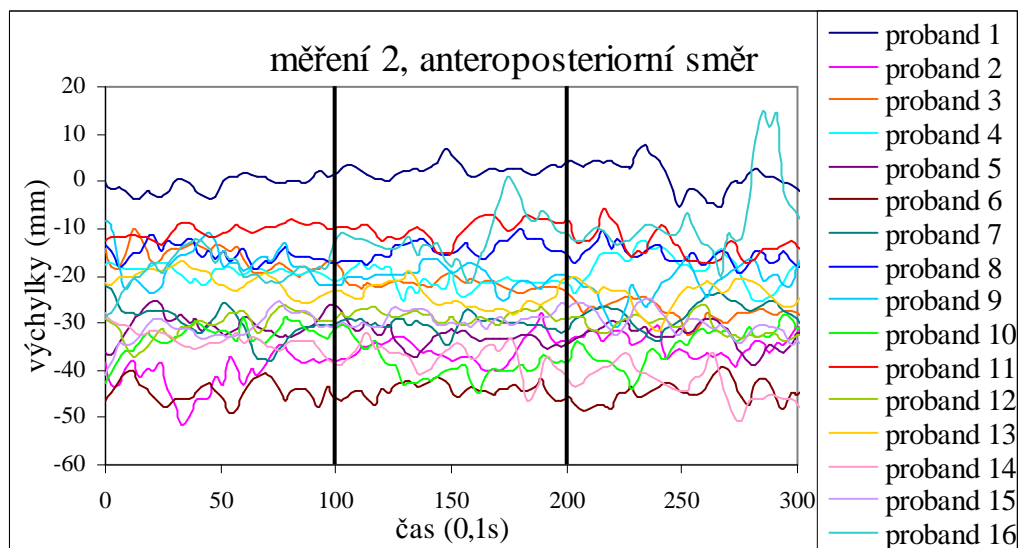
Graf 7: měření 1, proband 2

8.2 MĚŘENÍ 2

Na začátku druhé scény se krychle nacházela uprostřed obrazu, nehybná po dobu 10 sekund. Po uplynutí této doby se přesunula během 0,3 sekundy k levému okraji promítaného obrazu a zpět do výchozí pozice, ve které setrvala v klidu dalších 10 sekund. Po skončení této doby následoval pohyb k pravému okraji a zpět do středu, délka trvání tohoto pohybu byla stejná jako v případě pohybu k okraji levému. Po dokončení pohybu se krychle nacházela opět ve středu obrazu. Následovala 10 vteřinová pauza a konec scény.

Tuto virtuální scénu jsme naprogramovali ve snaze o ovlivnění pozice těžiště zejména v ose laterolaterální.

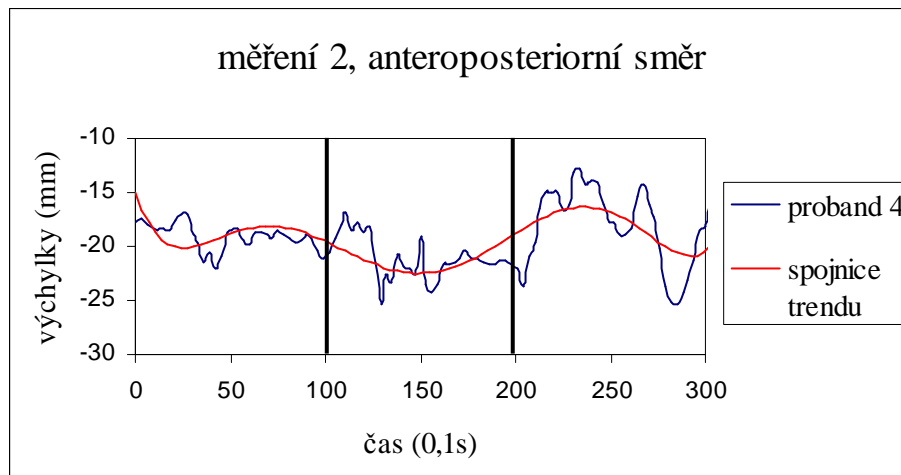
8.2.1 Anteroposteriorní směr



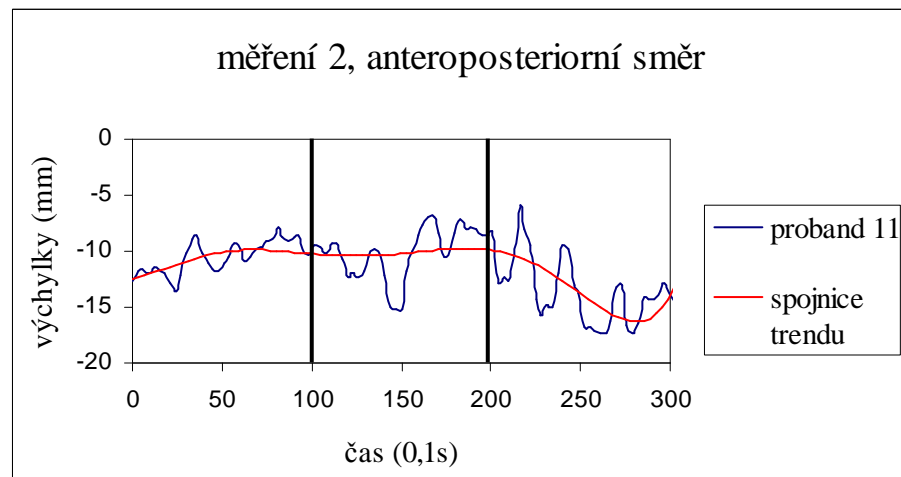
Graf 8: měření v anteroposteriorní směr

U většiny testovaných osob byl naměřen obdobný průběh křivky jako u probanda č. 4 (graf 9) a probanda č. 11 (graf 10). Naměřili jsme zde výraznější výchylky těžiště po stimulaci podnětem (zejména po druhém pohybu krychle).

V průběhu trendů těchto křivek jsme pak zaznamenali několik možných stavů. U některých testovaných osob došlo po první změně k poklesu střední hodnoty těžiště (posun posteriorním směrem) a po druhé změně naopak k jejímu vzestupu (posun těžiště anteriorně) (graf 9). U jiných křivek jsme nezaznamenali významnější změnu v trendu až do druhého podnětu, kdy došlo k posunu posteriorně (graf 10).

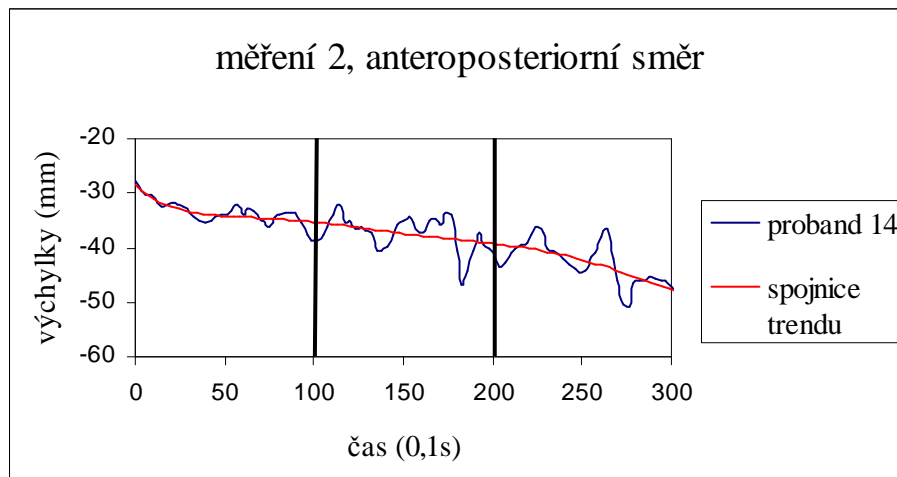


Graf 9: měření 2, anteroposteriorní směr, proband 4



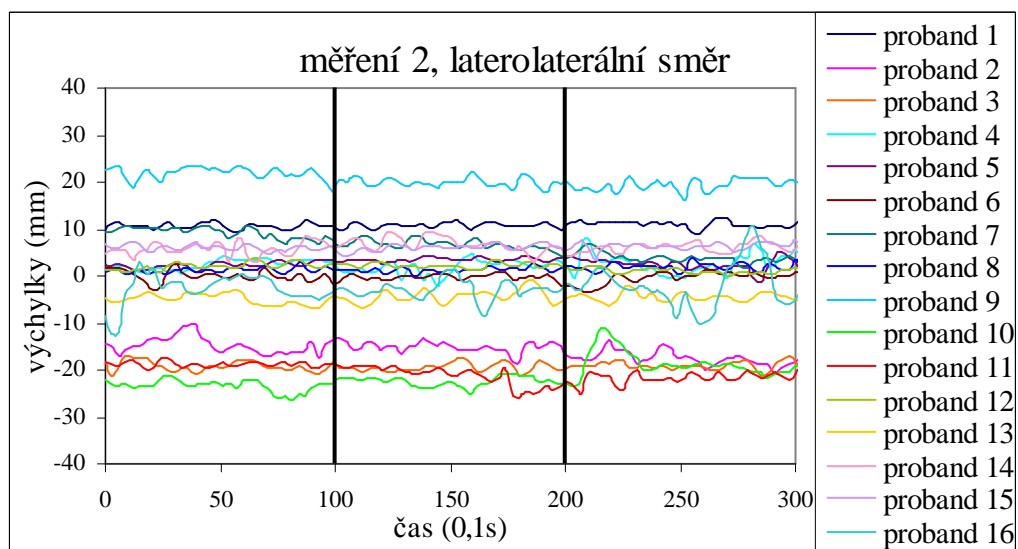
Graf 10: měření 2, anteroposteriorní směr, proband 11

Atypický průběh křivky odchylek i spojnice trendu byl naměřen u probanda č. 14 (graf 11). Na oba podměty z virtuální scény zareagovala posunem těžiště anteriorně. Průběh spojnice trendu má pouze klesající charakter.



Graf 11: měření 2, anteroposteriorní směr, proband 14

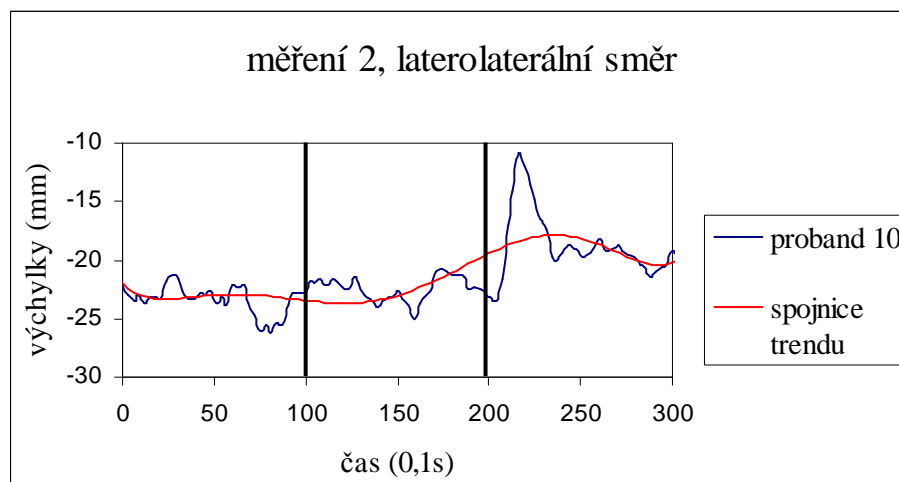
8.2.2 Laterolaterální směr



Graf 12: měření 2, laterolaterální směr

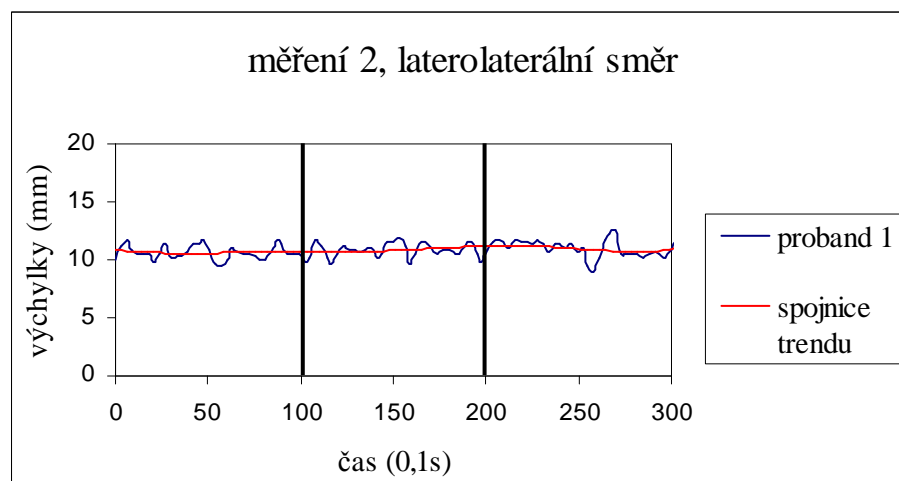
V této ose se nám podařilo pořídit pouze pár opravdu zajímavých záznamů. Např. u probanda č. 10 (graf 13) nedošlo po první změně virtuální scény téměř k žádné reakci. Naopak po druhé změně došlo k rychlému posunu těžiště směrem doprava. Po tomto posunu následovala zpětná korekce výkyvu. Tato reakce ovlivnila průběh spojnice trendu ve smyslu zvýšení hodnoty v oblasti druhé změny.

Téměř totožný průběh měření jsme zaznamenali u probanda č. 4 (graf 12), který také výrazněji zareagoval až na druhý podmět, a to rychlým posunem těžiště doprava.



Graf 13: měření 2, laterolaterální směr, proband 10

Záznamy u většiny z testovaných osob však měly rovnoměrný konstantní průběh bez větších výkyvů hodnot odchylek těžiště (graf 14).



Graf 14: měření 2, laterolaterální směr, proband 1

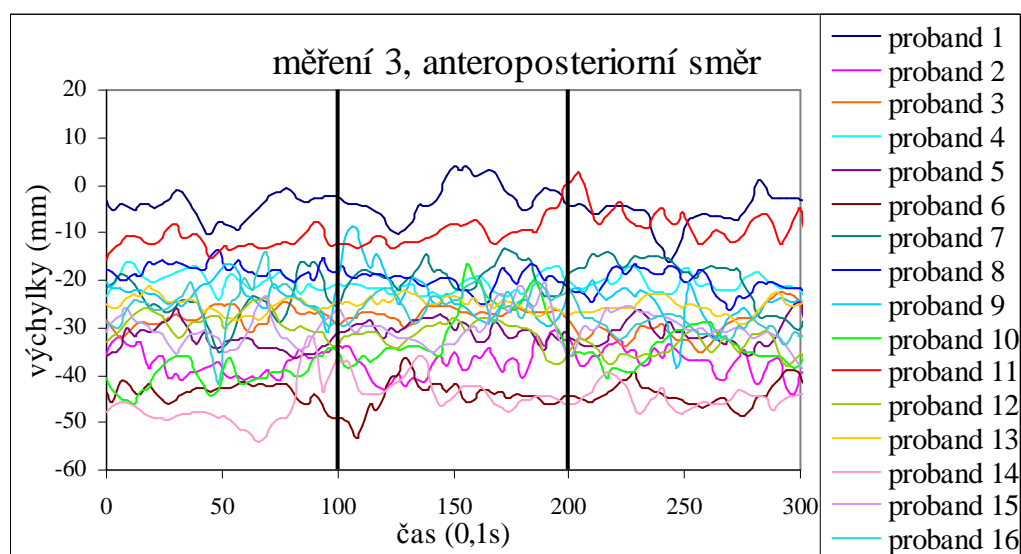
8.3 MĚŘENÍ 3

Ve třetí části měření se objekt pohyboval diagonálně. Výchozí bod, z kterého krychle začínala pohyb, byl umístěn opět do středu obrazu. Na začátku měření byla navolena stejně jako v předchozích scénách 10 vteřinová prodleva před prvním pohybem. První pohyb krychle směřoval do pravého horního rohu a zpět do středu,

následovala 10 vteřinová pauza a pohyb opačným směrem tedy do dolního levého rohu a zpět do výchozí pozice. Oba pohyby krychle trvaly 0,3 vteřiny. Po návratu objektu do středu scény byla naprogramována závěrečná 10 vteřinová pauza a ukončení této části měření.

Diagonálním pohybem objektu jsme se snažili dosáhnout ovlivnění posturální regulace v obou měřených osách.

8.3.1 Anteroposteriorní směr

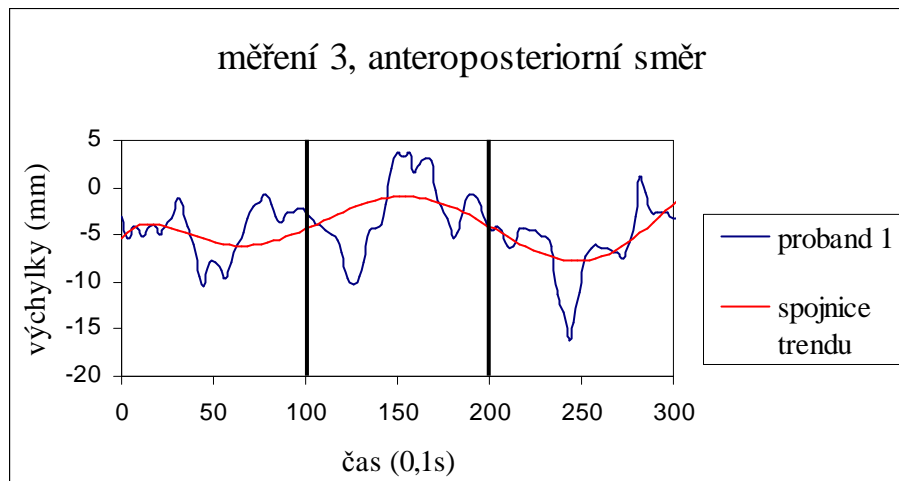


Graf 15: měření 3, anteroposteriorní směr

Výsledky z tohoto měření jsou velmi různorodé; především průběh jednotlivých křivek s hodnotami odchylek jsou velice rozdílné.

Spojnice trendů si ve většině případů ponechávají charakter vystihující průběh virtuální scény. S pohybem krychle do pravého horního rohu koreluje stoupající část spojnic, pohybu do levého dolního rohu odpovídá naopak klesající tendence spojnic.

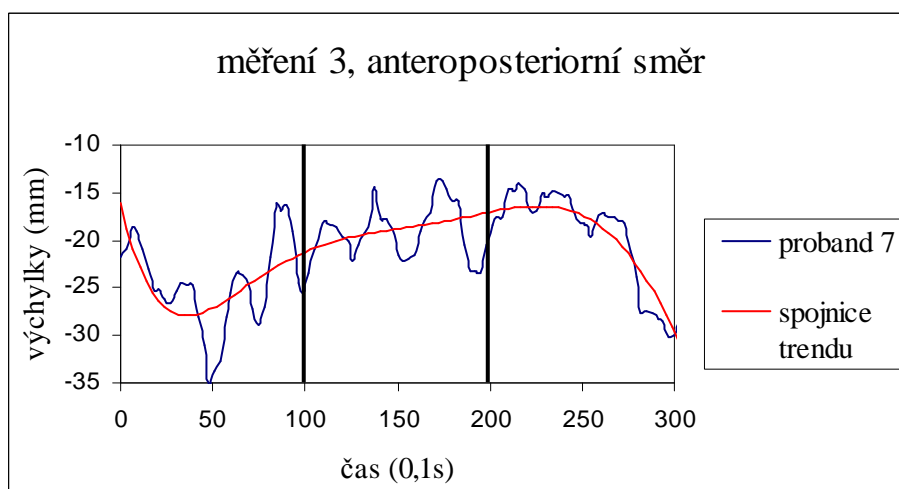
U probanda č. 1 (graf 16) má spojnice trendu tvar sinusoidy, tedy odpovídá průběhu scény. Avšak průběh křivky s odchylkami nekoresponduje s děním ve virtuální scéně. Po první změně došlo k poklesu hodnot čili k pohybu těžiště posteriorně namísto pohybu anteriorně. Při druhé změně došlo s určitou časovou latencí k reakci posteriorním směrem.



Graf 16: měření 3, anteroposteriorní směr, proband 1

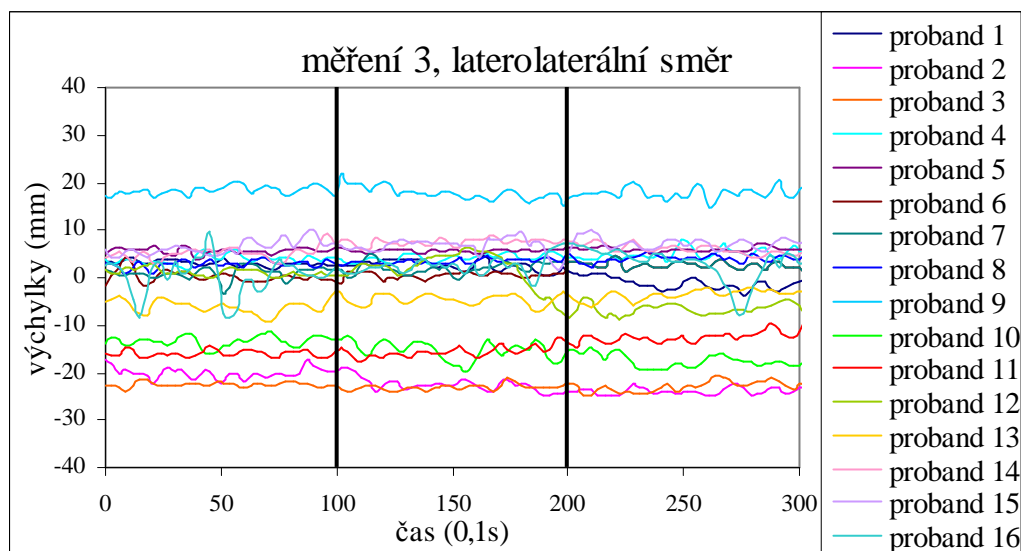
U většiny probandů jsme během tohoto měření zaznamenali velké množství artefaktů, které nám znesnadňují interpretaci dat. Obzvláště zřetelné jsou artefakty u testované osoby z grafu 17, kde je spojnice trendu ovlivněna dvěma výraznými propady, které nevznikly v souvislosti se změnami ve scéně. K prvnímu z nich dochází hned po jejím začátku. Po korekci tohoto propadu spojnice stoupá, čemuž napomáhají obě změny ve scéně. Zhruba v polovině časového úseku mezi koncem druhé změny a úplným závěrem scény začíná zmíněný druhý výrazný pokles ovlivňující tvar spojnice trendu.

U tohoto probanda jsme průběh křivky nehodnotili, protože se nedá určit, jestli je některá z výchylek reakcí na podnět.



Graf 17: měření 3, anteroposteriorní směr, proband 7

8.3.2 Laterolaterální směr

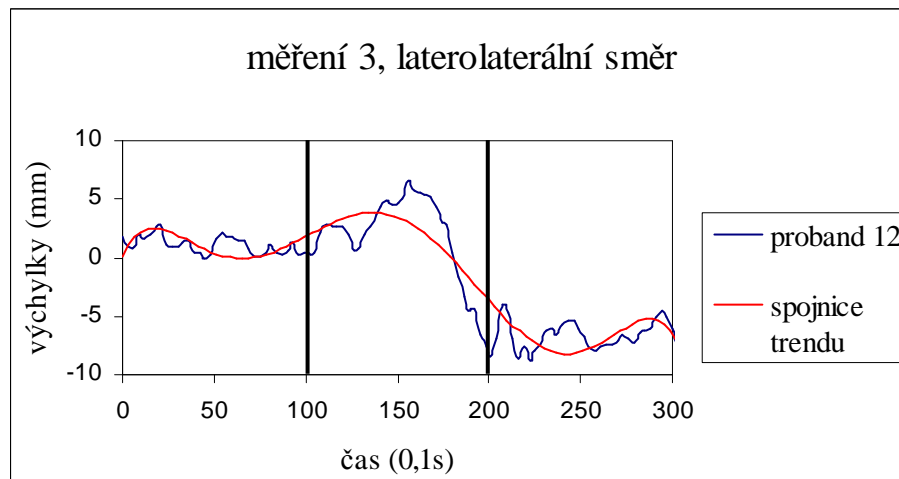


Graf 18: měření 3, laterolaterální směr

Při tomto měření byl nejzajímavější záznam pořízen při testování probanda č.12 (graf 19). Křivka má střídavý průběh v kladných i záporných hodnotách. Po první změně dochází s určitou časovou latencí k výraznějšímu vzestupu hodnot do kladné části pole. Po tomto vzestupu dochází ještě před začátkem druhé změny k propadu odchylek do hodnot záporných. Tento propad trvá až do začátku druhé změny, po které dochází ke korekci a mírnému vzestupu hodnot.

Spojnice trendu začíná v polovině úseku mezi začátkem scény a první změnou mírně stoupat. Tato vzestupná tendence pokračuje i po první změně zhruba do poloviny časového úseku mezi jednotlivými změnami. Po této vzestupné části dochází k výraznému poklesu hodnot odchylek, na což spojnice reaguje sestupnou tendencí. Sestupná část spojnice končí v polovině úseku mezi koncem druhé změny a závěrem celé scény, kde dochází ke korekci.

Zbylé křivky mají sice různý průběh (graf 18), ale odchylky jejich hodnot nejsou příliš velké.



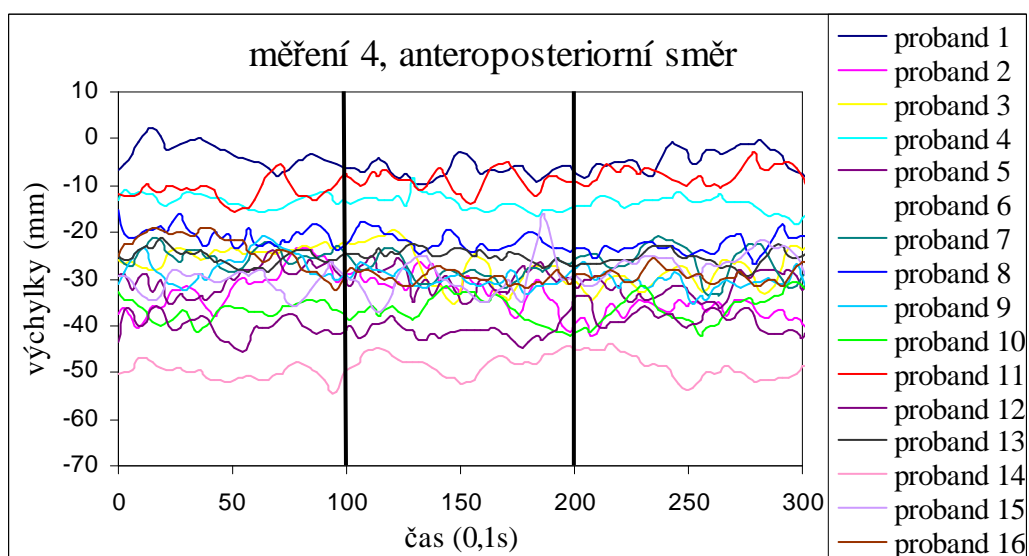
Graf 19: měření 3, laterolaterální směr, proband 12

8.4 MĚŘENÍ 4

Časový průběh čtvrté scény je totožný s předcházejícími případy. Změna je pouze v pohybu krychle, která se v tomto případě pohybuje ve vertikále nejdříve k dolnímu okraji poté k hornímu.

V závislosti na pohybech objektu jsme očekávali výraznější ovlivnění pozice těžiště v anteroposteriorním směru než-li v laterolaterálním.

8.4.1 Anteroposteriorní směr

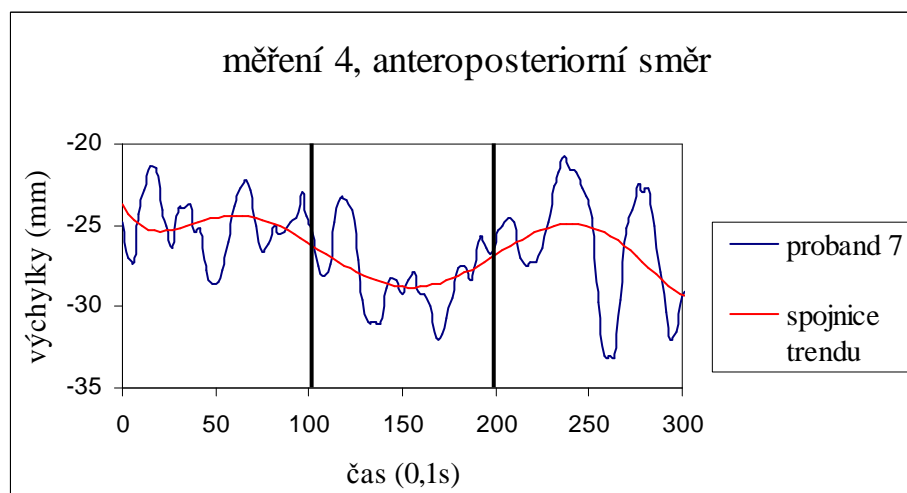


Graf 20: měření 4, anteroposteriorní směr

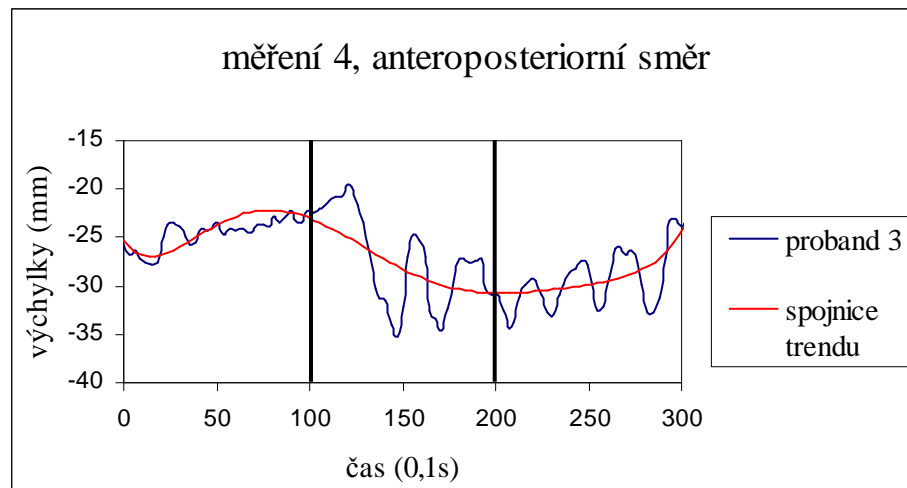
Spojnice trendu u probanda č. 7 (graf 21) odpovídá průběhu virtuální scény, kdy po první změně nastala klesající tendence a po druhé změně naopak stoupající. Významnější reakci jsme zaznamenali až po druhé změně scény. Tato reakce je charakterizována výkyvy v koncové části grafu, jejichž výchylka je dvakrát větší než po předchozím pohybu krychle.

Proband č. 3 (graf 22) zareagoval s krátkou časovou latencí pouze na první pohyb virtuálního objektu. V dalším průběhu křivky dochází ke korekcím tohoto poklesu hodnot četnými anteroposteriorními výkyvy.

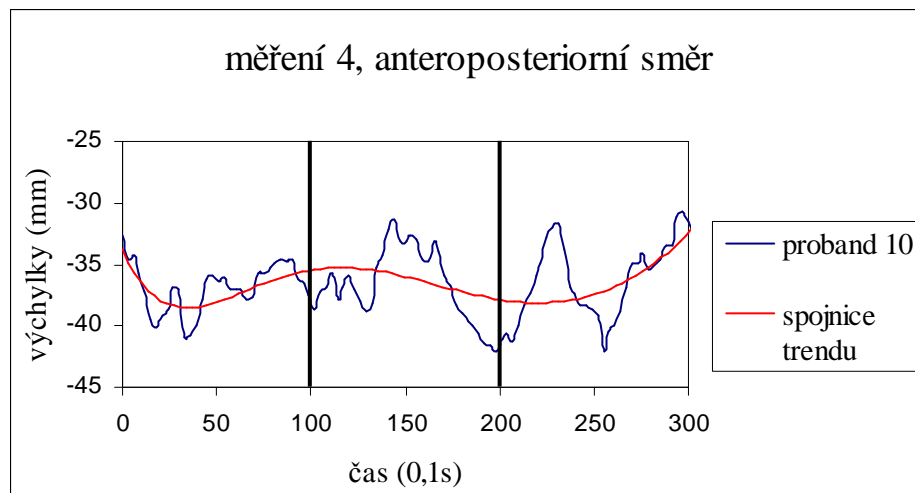
Určitou reakci na virtuální scénu jsme zaznamenali také u probanda č. 10 (graf 23). Na první pohyb krychle směrem k dolnímu okraji projekčního pole proband téměř nezareagoval. Po druhém pohybu krychle došlo k rychlému posunu těžiště anteriorně a následně ke korekci v posteriorním směru.



Graf 21: měření 4, anteroposteriorní směr, proband 7

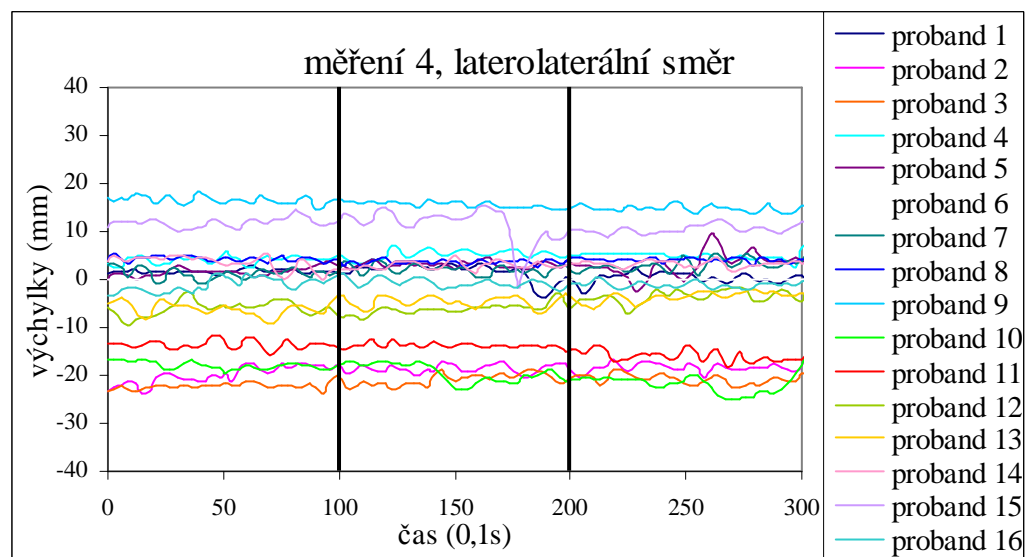


Graf 22: měření 4, anteroposteriorní směr, proband 3



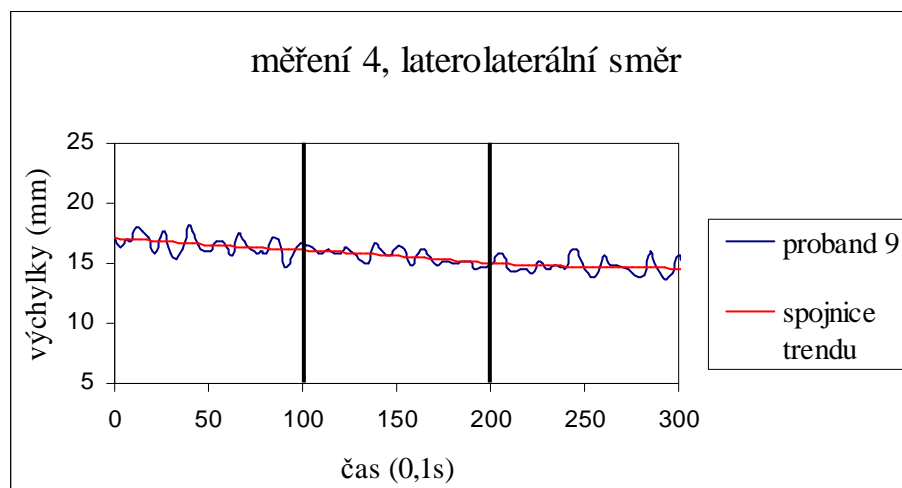
Graf 23: měření 4, anteroposteriorní směr, proband 10

8.4.2 Laterolaterální směr



Graf 24: měření 4, laterolaterální směr

U měření v této rovině se nám nepodařilo stanovit standardní průběh křivky, podle které by se daly hodnotit abnormality u jiných. Téměř každá křivka má jiný průběh, pro nás je však důležité, že jejich odchylky mají pouze malý rozptyl hodnot.⁶



Graf 25: měření 4, laterolaterální směr, proband 9

⁶ U probanda č. 6 se nám 4. část testu z technických důvodů nepovedla naměřit.

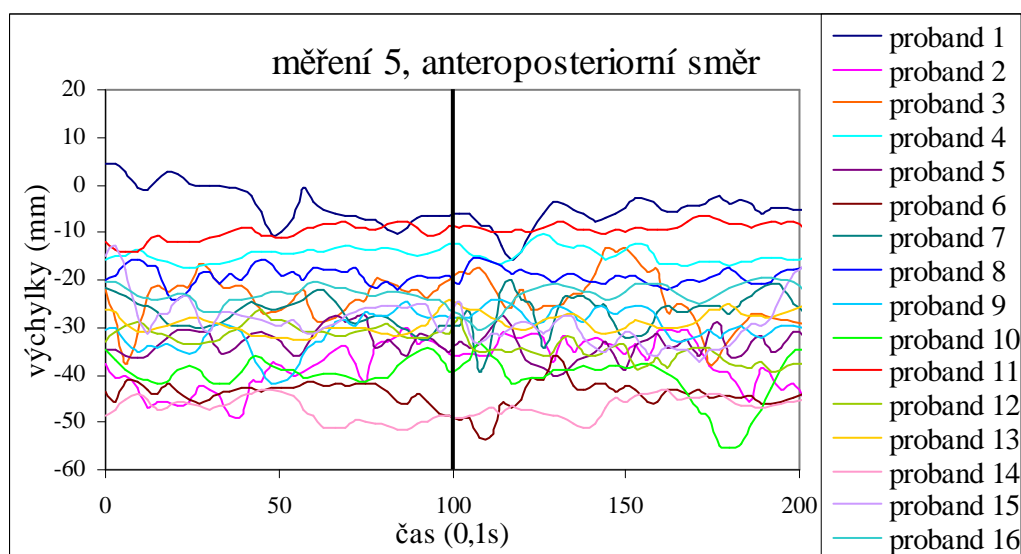
8.5 MĚŘENÍ 5

Sledovaný objekt se v této virtuální scéně nečekaně a velmi rychle přiblížil směrem k testované osobě. I tato část našeho měření začínala 10 vteřinovou pauzou, po které došlo během 0,3 vteřiny k přiblížení virtuální krychle k testovanému a zároveň také k navracení do původní pozice. Po pohybu následovala 10 vteřinová pauza a konec scény.

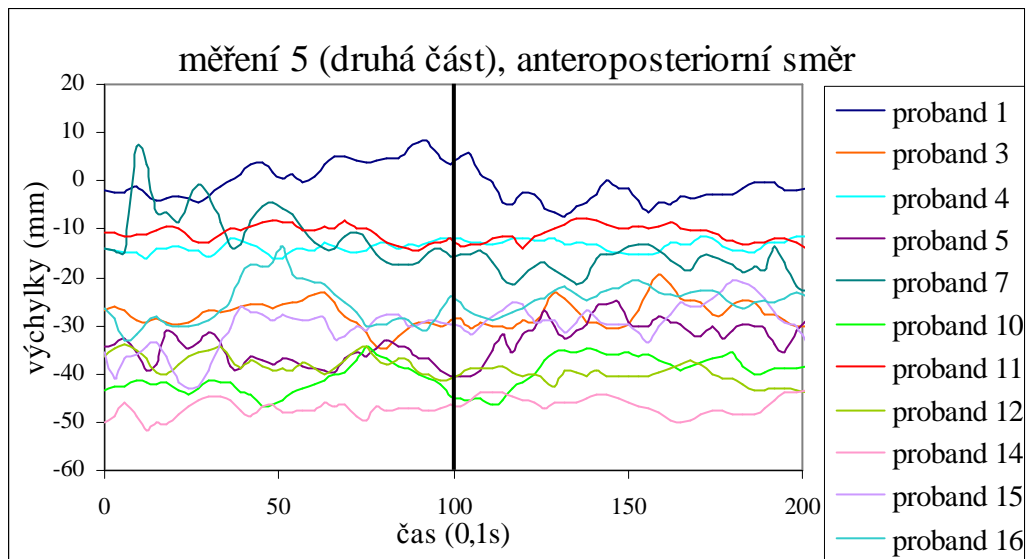
Tato scéna byla navržena za účelem ovlivnění polohy těžiště především v anteroposteriorním směru. Očekávali jsme, že někteří z probandů zareagují na vzniklou situaci mírným úlekem a posunem polohy těžiště posteriorním směrem.

Toto měření jsme jako jediné u části probandů provedli opakovaně. Účelem tohoto postupu bylo zjistit, zda se budou jednotlivé reakce na stejný podnět lišit.

8.5.1 Anteroposteriorní směr



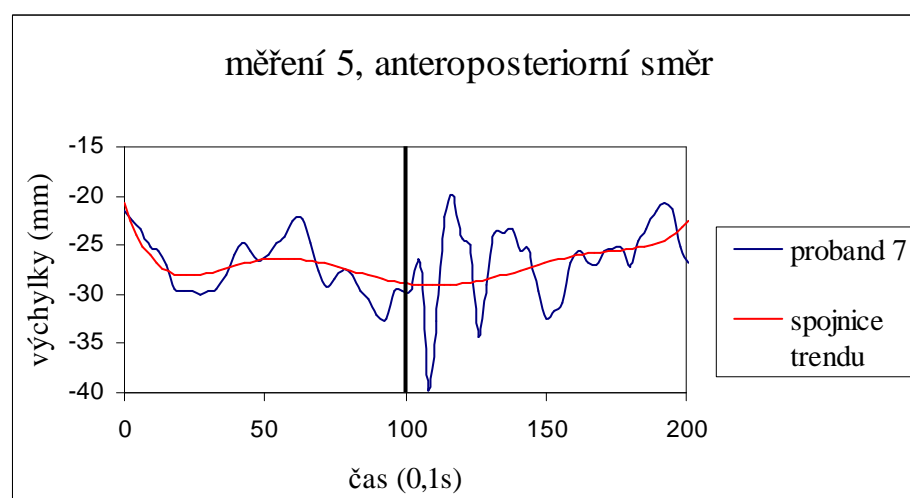
Graf 26: měření 5, anteroposteriorní směr



Graf 27: měření 5 (druhá část), anteroposteriorní směr

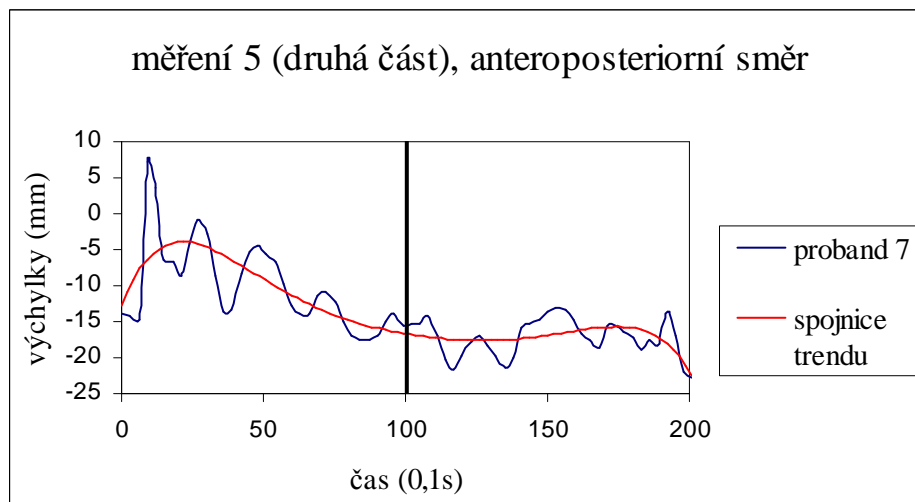
Posun těžiště posteriorním směrem v závislosti na podnětu ze scény se podařil naměřit jen u několika testovaných osob a to především v první části měření.

Jednou z těchto osob byl proband č. 7 (graf 28). U něho došlo po vizuálním vjemu k výraznému posunu těžiště v posteriorním směru. Na tento posun navazovala rychlá korekce ve směru anteriorním. Spojnice trendu má plynulý průběh s nejnižším místem v oblasti reakce probanda na vizuální podnět.



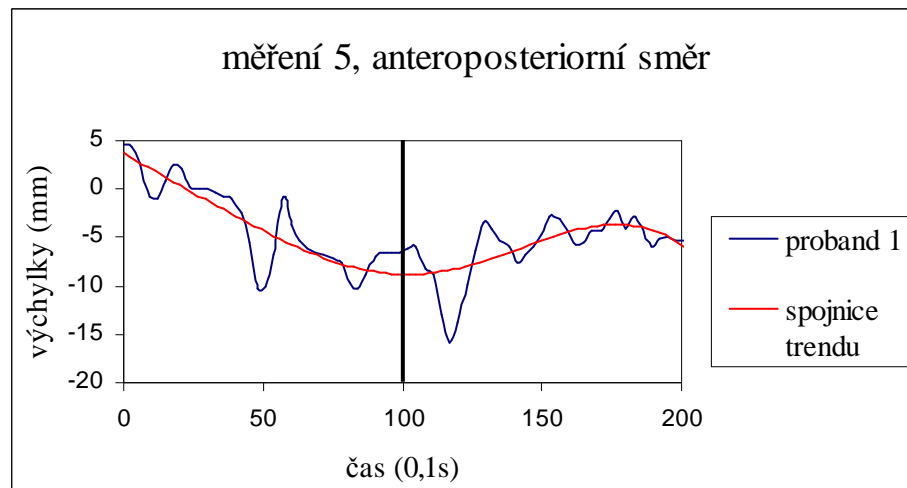
Graf 28: měření 5, anteroposteriorní směr, proband 7

Reakce probanda 7 (graf 29) na opakované měření se hodně odlišuje od reakce na první část tohoto testu. Od začátku scény jsou patrné výrazné výkyvy odchylek s klesající tendencí. Po konci změny dochází s krátkou časovou prodlevou k opětovnému poklesu hodnot odchylek. Tento propad si můžeme vysvětlit dvojím způsobem, buď se jedná o reakci na daný podmět nebo o pokračující oscilace těžiště.

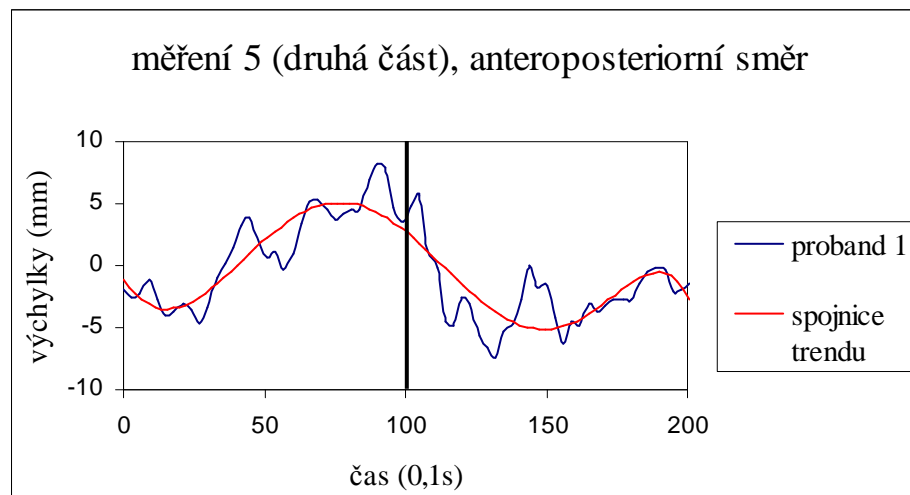


Graf 29: měření 5 (druhá část), anteroposteriorní směr, proband 7

Naproti tomu průběh měření u probanda č. 1 byl jednotný. V první i druhé části měření jsme zaznamenali reakci posteriorním směrem s následnými korekcemi směrem anteriorním. (graf 30, 31)

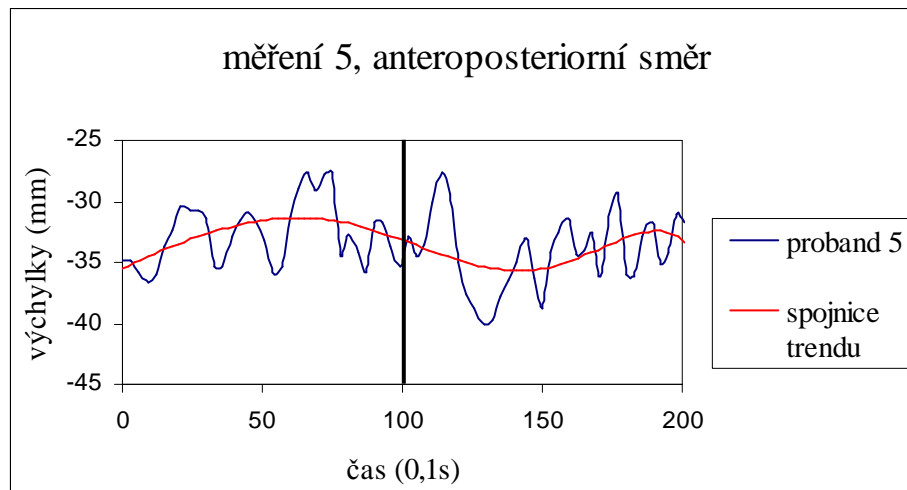


Graf 30: měření 5, anteroposteriorní směr, proband 1

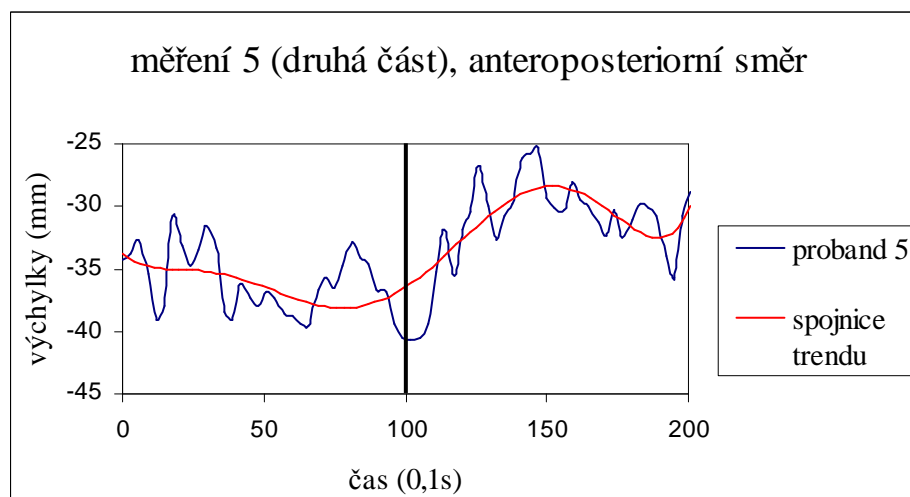


Graf 31: měření 5 (druhá část), anteroposteriorní směr, proband 1

U probanda č. 5 jsme v obou měření zachytili netypickou reakci, při které došlo k pohybu těžiště anteriorně. (graf 32, 33)



Graf 32: měření 5, anteroposteriorní směr, proband 5

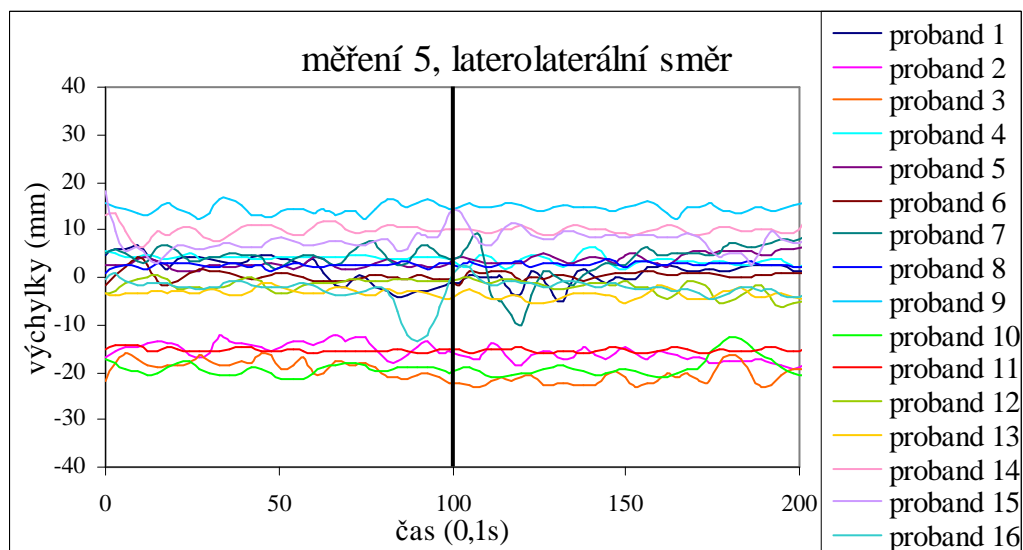


Graf 33: měření 5 (druhá část), anteroposteriorní směr, proband 5

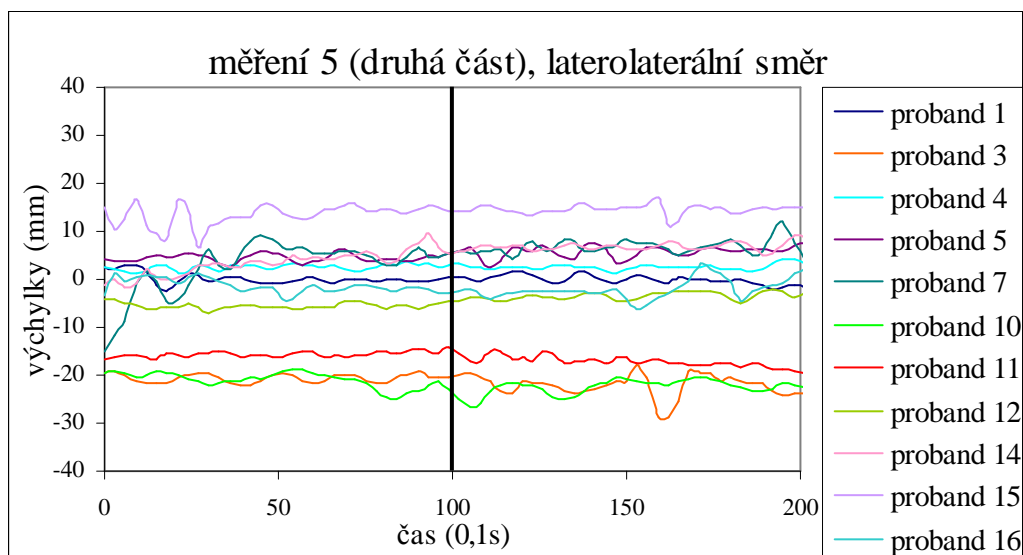
U většiny testovaných pokračoval průběh hodnot odchylek po skončení změny scény během obou měření bez větší reakce na pohyb krychle.

Naším testem s opakováním této scény jsme zjistili, že probandi v druhé části předpokládali přiblížení předmětu a přizpůsobili své reakce. Z toho vyplývá, že se nám při opakování nepodařilo naměřit žádný záznam s výraznou reakcí na náš podnět.

8.5.2 Laterolaterální směr



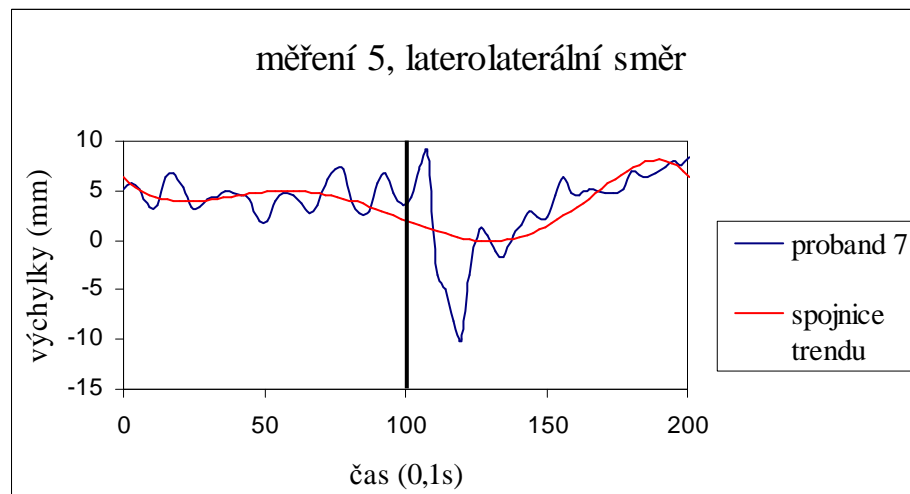
Graf 34: měření 5, laterolatrální směr



Graf 35: měření 5 (druhá část), laterolaterální směr

V této ose jsme nepředpokládali ani v jedné části měření výrazné reakce na podmět a změny v odchylkách a tento předpoklad se nám potvrdil. Výjimkou se stal

proband č. 7 (graf 36), u kterého byla i v této ose zaznamenána podobná reakce na náš podnět jako v ose anteroposteriorní.



Graf 36: měření 5, laterolaterální směr, proband 7

8.6 MĚŘENÍ SRDEČNÍ FREKVENCE

Během promítání virtuálních scén nedošlo k žádnému výraznému zvýšení SF testovaných osob.

Závěr z tohoto měření tedy zní, že námi navržené virtuální scény nebyly pro naši skupinu „zdravých“ probandů nikterak fyzicky ani psychicky náročné.

8.7 DALŠÍ POSTUROGRAFICKÉ PARAMETRY

Z dat, které se nám podařilo naměřit bylo možné vyhodnotit několik dalších posturografických parametrů. Jedná se především o plochu, dráhu a Rombergův kvocient. Významy těchto parametrů jsou popsány v kapitole 5.3.

Tyto parametry jsme ovšem nevyhodnocovali z důvodu jejich nevýznamnosti pro naši studii. Jejich vyhodnocení přesahovalo rámec této práce.

9. DISKUZE

Výhodou virtuální reality je její schopnost zobrazování předmětů ve 3D zobrazení. Tato vlastnost ji posouvá daleko před technologie, které dokáží zobrazit scény pouze ve 2D (plošné) zobrazení. A právě této vlastnosti virtuální reality se v naší práci pokoušíme využít a zjistit, jak tato skutečnost dokáže ovlivnit rovnováhu testované osoby.

Naše měření, jak bylo dříve popsáno, probíhalo v areálu budovy ČVUT Fakulty biomedicínského inženýrství. Byla nám zde poskytnuta místnost vybavená potřebným zařízením. Nutno říci, že daná místnost nesplňovala všechny naše požadavky. Hlavními nedostatky byly především okna, která nešla zcela zatemnit a nevhodné umístění video projektoru. Naprosté zatemnění oken je důležité z důvodu dobré viditelnosti promítané scény, která se s přibývajícím osvětlením stává hůře viditelnou a méně přehlednou.

Problém s projektorem se týkal především jeho umístění. Nebyl zavěšen u stropu jak bychom potřebovali, ale pouze položen na podstavci vedle testované osoby ve výšce 110 cm. Z důvodu tohoto umístění nebylo možno promítnout obraz virtuální scény kolmo na zobrazovací plochu. Tato pozice také zkomplikovala umístění plošiny Balance Board. Plošinu jsme nemohli z důvodu clonění promítaného obrazu z projektoru umístit kolmo k projekční ploše. Byli jsme nuceni ji posunout stranou tak, aby si vyšetřovaný po stoupnutí na ni neclonil obrazu.

Obtíže jsme měli také se shutter glasses, které hůře přijímaly signál, což způsobovalo občasné výpadky 3D zobrazení virtuálního předmětu.

U programu, prostřednictvím kterého jsme vytvořili a obsluhovali virtuální scény, jsme se setkali také s několika nedostatky. První spočíval v tom, že se náš virtuální objekt nepohyboval v rozmezí celé plochy zobrazeného pole, ale pouze v její střední části. Tato skutečnost mohla ovlivnit výsledky měření z důvodu nedostatečně dlouhé vizuální stimulace. Druhým nedostatkem tohoto programu byl fakt, že nám nešla naprogramovat složitější virtuální scéna.

Grafické zpracování naměřených hodnot, které jsme zvolili, nám umožnilo data vizualizovat a následně vyhodnotit. I přes toto grafické zpracování byla interpretace výsledků velmi komplikovaná.

U naměřených křivek jsme se setkali s velmi různorodými průběhy, z toho důvodu jsme nebyli schopni v našem malém vzorku testovaných osob určit jakoukoliv

normu průběhu. Současně i velikosti odchylek, ať už klidových nebo iniciovaných vizuálním podnětem, které se pohybovaly v desítkách milimetrů, mají jen malou výpovědní hodnotu; výchylna, kterou jsme vyhodnocovali jako reakci na pohyb krychle, byla leckdy menší než klidová výchylna jiného probanda. Z toho důvodu bylo prakticky nemožné jakékoliv interindividuální hodnocení.

Různorodost výsledků nám značně zkomplikovala vyhodnocování dat. Zejména proto, že jsme obvykle ze souboru 16 probandů zaznamenali hodnotitelné reakce přibližně u čtvrtiny z nich.

Obecně můžeme říct, že v anteroposteriorním směru probandi vykazovali větší posturální aktivitu než ve směru laterolaterálním.

Tento fakt narušil náš předpoklad zejména v druhém měření, kdy jsme očekávali, že naměříme větší hodnoty posturální regulace v laterolaterálním než-li anteroposteriorním směru. Pohyb těžiště kopírující pohyb krychle, tedy ze středu doleva a následně doprava, se nám nepotvrdil. Reakce, která by odpovídala našemu očekávání, nastala pouze u dvou probandů a to až po druhé změně ve virtuální scéně (pohyb objektu doprava).

Při diagonálním pohybu krychle v měření tři jsme čekali reakce v obou směrech. Po první změně dopředu v anteroposteriorním směru, resp. doprava v laterolaterálním a následně dozadu resp. doleva po změně druhé. V obou osách jsme skutečně naměřili několik křivek, které by odpovídaly tomuto průběhu. Bohužel ani u jednoho probanda se neobjevila měřitelná reakce v obou osách zároveň.

U měření čtyři jsme v anteroposteriorní ose zaznamenali několik výsledků vykazujících určitý společný trend. Jejich průběh přibližně odpovídal našemu očekávání: kdy po první změně došlo k výkyvům směrem anteriorním a po změně druhé k výkyvům polohy těžiště směrem posteriorním. Podle předpokladu jsme také naměřili větší výchylny v anteroposteriorní ose než v laterolaterální, vzhledem k dříve zmíněnému zjištění, že těžiště v anteroposteriorní ose osciluje více, jsme toto ovlivnění nemohli ve větší míře připisovat vjemům z virtuální reality.

Nejvýraznější výchylny jsme očekávali u měření 5. Při rychlém přiblížení krychle k probandovi jsme očekávali mírný úlek a posun těžiště posteriorním směrem. Ve výsledcích této části testu jsme skutečně naměřili nejvíce reakcí na vizuální podnět v anteroposteriorní ose. Dvě podle předpokladu a další, která měla zcela opačný průběh,

tedy anteriorně. Současně jsme zaznamenali u jednoho probanda reakci i v laterolaterálním směru.

Toto měření jsme u vybrané skupiny probandů provedli dvakrát. Při tomto opakovaném měření jsme výraznější reakce nezaznamenali. Z tohoto výsledku usuzujeme, že probandi přiblížení předmětu očekávali.

Veškerou interpretaci dat jsme prováděli vizuálně prostřednictvím grafů. Pro přesné vyhodnocení výsledků by bylo lepší provést statistické zhodnocení dat. Avšak u tohoto malého souboru testovaných osob by tato činnost neměla dostatečnou výpovědní hodnotu.

10 ZÁVĚRY A DOPORUČENÍ

Přes veškeré nesnáze se nám podařilo získat a vyhodnotit potřebná data testovaných probandů. Ve výsledných křivkách jsme však našli jen málo vizuálně hodnotitelných reakcí. Z tohoto faktu usuzujeme, že použité virtuální scény neměly dostatečný vliv, aby způsobily změnu polohy těžiště „zdravých“ osob.

Proto doporučujeme vytvořit novou virtuální scénu, která by více ovlivnila posturální regulace probandů. Mohla by mít například podobu místnosti, která by se v určitý okamžik celá pohnula daným směrem. S touto scénou by se jistě podařily naměřit prokazatelnější reakce.

Usuzujeme, že námi zvolené vybavení může být využito v dalších studiích za předpokladu, že vybraná místnost bude jinak konstrukčně řešená a potřebná zařízení v ní lépe situována. Veškeré vybavení musí být stoprocentně funkční, sníží se tím riziko vzniku artefaktů.

Pro další studie je třeba rozšířit soubor probandů, čímž se získá větší množství validních výsledků, ze kterých by bylo možné určit fyziologickou normu reakcí na dané podněty. Po splnění tohoto předpokladu by bylo také možné vytvořit statistické hodnocení výsledků, které by bylo vhodnější a přesnější než pouze vizuální, které jsme byli nuceni zvolit my.

POUŽITÉ ZDROJE

Použitá literatura

- 1) AUKSTAKALNIS, S., BLATNER, D. *Reálně o virtuální realitě: Umění a věda virtuální reality*. Brno: Jota, 1994. 290 s. ISBN 80-85617-41-2.
- 2) ŽÁRA, J., a BENEŠ, B., a SOCHOR, J., a FELKEL, P. *Moderní počítačová grafika*. Praha: Computer press, 1998. 448 s. ISBN 80-7226-049-9.
- 3) SOBOTA, B. *Počítačová grafika a jazyk C*. České Budějovice: KOPP, 1995. 272 s. ISBN 80-85828-52-9.
- 4) ROKYTA, R., a kol. *Fyziologie*. Praha: ISV, 2000. 359 s. ISBN 80-85866-45-5.
- 5) VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. 87 s. ISBN 80-7184-100-5.
- 6) VÉLE, F. *Kineziologie, Podtitul: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: TRITON, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- 7) ČIHÁK, R. *Anatomie 3*, Podtitul: Druhé, upravené a doplněné vydání, Praha: Grada Publishing, 2004. 692 s. ISBN 80-247-1132-X.
- 8) TROJAN, S., a kol. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2003. 604 s. ISBN 80-247-0512-5.
- 9) MELLET-D'HUART, D. *From Virtual Reality to Actual Reality: Using Virtual Reality for Learning*. Tókió: Monbu Kagakushó, 2005. 95 p. ISBN neuvedeno.
- 10) WARD, J., CLARKE, R., & LINDEN, R. *Physiology at a glance*. Oxford: Blackwell Publishing Ltd., 2005. 136 s. ISBN 1-4051-1328-6.
- 11) COSTANZO, L.S. *Physiology*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1995. 299 s. ISBN 0-683-2134-6.

- 12) VAŘEKA, I. Posturální stabilita (1. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, no. 4, s. 115-121. ISSN 1211-2658.
- 13) ČERNÁK, I., NAVRÁTIL, M. Vliv virtuální reality (VR) na psychiku jedince. *Československá psychologie*. 1997, vol. 41, no. 1, s. 55-65. ISSN 0009-062X.
- 14) VYŠATA, O., PŘEROVSKÝ, K., VRŠECKÁ, M. Počítačová posturografie v klinické praxi. *Praktický lékař*. 1993, vol. 73, no. 5, s. 190-192. ISSN 1803-6597
- 15) NOVOTNÝ, M., KOSTŘICA, R. Vertigo. *Medicina Pro Praxi*. 2007, vol. 4, no.10, s. 483-486. ISSN 1214-8687.
- 16) KUTTUVA, M., BOIAN, R., MERIANS, A., BURDEA, G., BOUZIT, M., LEWIS, J., and FENSTERHEIM, D. The Rutgers Arm, a Rehabilitation System in Virtual Reality: A Pilot Study. *Cyberpsychology & behavior*. 2006, vol. 9, no. 2, p. 148-151.
- 17) CROSBIE, J.H., LENNON, S., McNEILL, M.D.J. and McDONOUGH, S.M. Virtual Reality in the Rehabilitation of the Upper Limb after Stroke: The User's Perspective. *CyberPsychology & Behavior*. 2006, vol. 9, no. 2, p.137-141.
- 18) WAGNER, N.J., QUATRANO, L.A. and NICHOLSON, C.E. Translating civilian and defense technologies for pediatric critical care and rehabilitation research. *Technology and Health Care*. 2006, vol. 14, no. 1, p. 49-58. ISSN 0928-7329.
- 19) KIM, J., KIM, K., KIM, D.Y., CHANG, W.H., PARK, CH., OHN, S.H., HAN, K., KU, J., NAM, S.W., KIM, I.Y. and KIM, S.I. Virtual Environment Training System for Rehabilitation of Stroke Patients with Unilateral Neglect: Crossing the Virtual Street. *CyberPsychology & Behavior*. 2007, vol. 10, no. 1, p. 7-15.
- 20) KIZONY, R., RAZ, L., KATZ, N., WEINGARDEN, H., WEISS, P.L.T. Video-capture virtual reality system for patients with paraplegic spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2005, vol. 42, no. 5, p. 595-608.
- 21) WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, vol. 3, no. 4, p.193-214. ISSN 0966-6362.

22) BLACK, F.O. Clinical status of computerized dynamic posturography. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*. 2001, vol. 9, no. 5, p. 314-318. ISSN 1068-9508.

23) PROCHÁZKOVÁ, L. *Posturografie a biofeedback využití u hemiparetických pacientů: diplomová práce*. Praha: 1. LF UK, 2008. 63 s. Vedoucí diplomové práce Z. Guřan.

24) MARUŠAN, M. *Využití virtuální reality při neuroterapii: diplomová práce*. Praha: ČVUT, 2006. 57 s. Vedoucí diplomové práce J. Žára.

25) KLEIN, F. *Počítačově podporovaná základní diagnostika fyzioterapeutické ambulance: diplomová práce*. Praha: FTVS UK, 2001. 43 s. Vedoucí diplomové práce M. Vilímek.

26) DRŠATA, J. *Počítačová posturografie v diagnostice a rehabilitaci závrativých stavů: disertační práce*. Hradec Králové: LFHK UK, 2007. 132 s. Školitel J. Vokurka.

27) JÍLEK, M. *Úroveň posturální regulace u osob s pozdními komplikacemi diabetu mellitus: disertační práce*. Brno: FSS MU, 2008. 112 s. Školitel B. Komešník

Internetové zdroje

28) BARTUŠKA, R. *Virtuální realita - historie* [online]. 2007, poslední revize 15. 2. 2007 [cit. 2008-11-21] Dostupné z WWW:
<<http://virtualni-realita.molbud.cz/historie-virtualni-reality>>.

29) LEJSKA, M. *Komplexní řešení závrativých stavů funkčními metodami* [online]. 1998, poslední revize 17. 3. 1998 [cit. 2008-12-3] Dostupné z WWW:
<<http://caretta.cz/software/posturograph/teorie.asp>>.

30) *WiiFit: Co je Wii Balance Board* [online]. 2008, Praha: ConQuest entertainment, a.s. [cit. 2008-11-28] Dostupné z WWW:
<http://wiifit.cz/pro_cojebalance/pro_cojebalance.php>.

- 31) *WiiFit: Věda v akci* [online]. 2008, Praha: ConQuest entertainment, a.s. [cit. 2008-11-28]. Dostupné z WWW:
<http://wiifit.cz/pro_veda/pro_veda.php>.
- 32) *Wikipedie: otevřená encyklopedie: Virtual reality* [online]. 2008, poslední revize 15. 11. 2008 [cit. 2008-11-23] Dostupné z WWW:
<http://en.wikipedia.org/wiki/Virtual_reality>.
- 33) BRDIČKA, B. *Učení s počítačem: hypertextová učebnice - Virtuální realita* [online]. 1995, poslední revize 3. 9. 1995 [cit. 2008-2-12] Dostupné z WWW:
<<http://it.pedf.cuni.cz/~bobr/ucspoc/virtreal.htm>>.
- 34) BARTUŠKA, R. *Virtuální realita - technické prostředky* [online]. 2007, poslední revize 15. 2. 2007 [cit. 2008-11-21] Dostupné z WWW:
<<http://virtualni-realita.molbud.cz/technicke-prostredky-virtualni-reality>>.
- 35) *Wikipedie: otevřená encyklopedie: Virtuální realita* [online]. 2008, poslední revize 20. 11. 2008 [cit. 2008-11-23] Dostupné z WWW:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/Virtu%C3%A1ln%C3%AD_realita>.
- 36) LECHNÝR, M. *Stereofotografie - třetí rozměr ve fotografii* [online]. 2008, poslední revize 19. 3. 2008 [cit. 2009-01-5]. Dostupné z WWW:
<<http://fotokamzici.com/aktuality/stereofotografie-treti-rozmer-ve-fotografii/222>>.

SEZNAMY

Seznam zkratek

3D	Trojrozměrný
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervový systém
CoP	Centrum opěrných sil (Centre of pressure)
PC	Osobní počítač (Personal computer)
SF	Srdeční frekvence
TBI	Poranění mozku (Traumatic brain injury)

Seznam obrázků

OBRÁZEK 1: 17

A: SHUTTER GLASSES (převzato z [http:// www.vrs.com.au/.../ce3_product_shot.jpg](http://www.vrs.com.au/.../ce3_product_shot.jpg);

B: 3D BRÝLE (převzato z http://www.mtbs3d.com/cgi-bin/rss_blog.cgi?news_id=48);

C: VIRTUÁLNÍ BRÝLE (převzato z <http://www.t3online.cz/clanek.php?ID=31>)

OBRÁZEK 2: 17

DATOVÁ RUKAVICE (převzato z www.comfortvision.cz/.../data_gloves_14_01.jpg)

OBRÁZEK 3: 22

VIRTUÁLNÍ TECHNIKA „MOTION CAPTURE“ (převzato z <http://virtualni-realita.molbud.cz/praxe-virtualni-reality>)

OBRÁZEK 4: 27

VESTIBULÁRNÍ SYSTÉM (převzato z http://www.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=113300)

OBRÁZEK 5: 29

ZRAKOVÝ SYSTÉM (převzato z http://www.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=110700)

OBRÁZEK 6: 31

PRINCIP STEREOSKOPICKÉHO VIDĚNÍ (převzato z <http://www.vision3d.com/stereo.html>)

OBRÁZEK 7:	34
NINTENDO WII BALANCE BOARD (převzato z http://www.wiifit.cz/pro_cojebalance/pro_cojebalance.php)	
OBRÁZEK 8:	34
VIRTUÁLNÍ PŘEDMĚT	
OBRÁZEK 9:	36
PROBAND NA TESTOVACÍ PLOŠINĚ BALANCE BOARD S NASAZANÝMI SHUTTER GLASSES	

Seznam grafů

GRAF 1: PLOŠNÉ ZOBRAZENÍ OSCILACE TĚŽIŠTĚ	37
GRAF 2: ZOBRAZENÍ POHYBU TĚŽIŠTĚ V ZÁVISLOSTI NA ČASE	38
GRAF 3: MĚŘENÍ 1, ANTEROPOSTERIORNÍ OSA	40
GRAF 4: MĚŘENÍ 1, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR	40
GRAF 5: MĚŘENÍ 1, ANTEROPOSTERIORNÍ ROVINA	41
GRAF 6: MĚŘENÍ 1, PROBAND 14	41
GRAF 7: MĚŘENÍ 1, PROBAND 2	42
GRAF 8: MĚŘENÍ V ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR	43
GRAF 9: MĚŘENÍ 2, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 4	44
GRAF 10: MĚŘENÍ 2, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 11	44
GRAF 11: MĚŘENÍ 2, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 14	45
GRAF 12: MĚŘENÍ 2, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR	45
GRAF 13: MĚŘENÍ 2, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR, PROBAND 10	46
GRAF 14: MĚŘENÍ 2, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR, PROBAND 1	46
GRAF 15: MĚŘENÍ 3, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR	47
GRAF 16: MĚŘENÍ 3, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 1	48
GRAF 17: MĚŘENÍ 3, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 7	48
GRAF 18: MĚŘENÍ 3, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR	49
GRAF 19: MĚŘENÍ 3, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR, PROBAND 12	50
GRAF 20: MĚŘENÍ 4, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR	50
GRAF 21: MĚŘENÍ 4, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 7	51
GRAF 22: MĚŘENÍ 4, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 3	52
GRAF 23: MĚŘENÍ 4, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 10	52

GRAF 24: MĚŘENÍ 4, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR	53
GRAF 25: MĚŘENÍ 4, LATEROATERÁLNÍ SMĚR, PROBAND 9.....	53
GRAF 26: MĚŘENÍ 5, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR	54
GRAF 27: MĚŘENÍ 5 (DRUHÁ ČÁST), ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR.....	55
GRAF 28: MĚŘENÍ 5, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 7.....	55
GRAF 29: MĚŘENÍ 5 (DRUHÁ ČÁST), ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 7	56
GRAF 30: MĚŘENÍ 5, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 1	57
GRAF 31: MĚŘENÍ 5 (DRUHÁ ČÁST), ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 1	57
GRAF 32: MĚŘENÍ 5, ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 5	58
GRAF 33: MĚŘENÍ 5 (DRUHÁ ČÁST), ANTEROPOSTERIORNÍ SMĚR, PROBAND 5.....	58
GRAF 34: MĚŘENÍ 5, LATEROLATRÁLNÍ SMĚR	59
GRAF 35: MĚŘENÍ 5 (DRUHÁ ČÁST), LATEROLATERÁLNÍ SMĚR.....	59
GRAF 36: MĚŘENÍ 5, LATEROLATERÁLNÍ SMĚR, PROBAND 7.....	60

PŘÍLOHY

Příloha I: Tabulky naměřených hodnot

Příloha II: Ilustrační fotografie

PŘÍLOHA I: TABULKY NAMĚŘENÝCH HODNOT

Tab.1

Medián výchylek v anteroposteriorní směru

	Měření 1	Měření 2	Měření 3	Měření 4	Měření 5,1	Měření 5,2
Proband 1	14,1	10,8	2,2	1,5	1,4	-0,1
Proband 2	-12,3	-15,7	-22,5	-18,6	-16,0	
Proband 3	-15,0	-19,3	-22,8	-21,5	-20,4	-21,1
Proband 4	12,4	2,5	4,2	4,8	4,0	2,5
Proband 5	1,1	2,9	5,7	2,7	3,2	5,1
Proband 6	5,8	-0,3	-0,1	xxx	0,3	
Proband 7	8,9	6,5	1,9	2,1	4,4	
Proband 8	0,9	1,4	3,4	4,0	2,6	
Proband 9	23,2	20,2	17,9	15,6	14,6	
Proband 10	-22,4	-22,1	-15,2	-19,2	-19,5	-21,5
Proband 11	-15,1	-20,2	-15,2	-14,1	-15,5	-16,2
Proband 12	0,8	1,8	0,4	-5,6	-1,4	-4,6
Proband 13	-6,9	-6,4	-4,6	-4,7	-3,4	
Proband 14	1,1	6,2	6,1	3,3	9,9	5,85
Proband 15	6,1	6,2	6,8	11,4	7,7	14,4
Proband 16	-0,1	-2,7	2,5	-1,0	-2,1	-2,1

Tab.2

Medián výchylek v laterolaterálním směru

	Měření 1	Měření 2	Měření 3	Měření 4	Měření 5,1	Měření 5,2
Proband 1	0,8	1,2	-4,2	-5,2	-5,2	-1,4
Proband 2	-37,4	-36,6	-37,1	-34,3	-36,8	
Proband 3	-9,9	-21,8	-27,8	-26,7	-23,3	-28,1
Proband 4	-23,5	-19,2	-21,0	-13,5	-14,7	-13,5
Proband 5	-24,4	-31,9	-31,4	-30,2	-33,5	-33,7
Proband 6	-40,0	-49,8	-44,4	xxx	-43,7	
Proband 7	-23,9	-29,7	-20,4	-26,2	-26,5	
Proband 8	-14,6	-15,3	-19,3	-22,2	-19,2	
Proband 9	-16,8	-19,8	-24,1	-29,9	-29,6	
Proband 10	-39,8	-34,4	-35,8	-36,5	-39,3	-40,2
Proband 11	-12,3	-11,0	-10,6	-9,3	-9,4	-10,8
Proband 12	-26,0	-29,5	-31,2	-40,2	-32,9	-39,2
Proband 13	-25,55	-23,7	-22,9	-25,25	-29,5	
Proband 14	-27,5	-36,8	-45,2	-49,2	-46,9	-46,9
Proband 15	-28,3	-30,3	-30,5	-29,2	-29,2	-29,3
Proband 16	-18,5	-12,9	-27,1	-28,8	-23,0	-24,8

xxx - Měření 4 se u probanda č. 6 z technických důvodů nezdařilo.

Tab.3

Maximální a minimální výchylky v anteroposteriorním směru

	Měření 1		Měření 2		Měření 3		Měření 4		Měření 5,1		Měření 5,2	
	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
Proband 1	19,7	10,9	13,3	8,5	10,6	-4,2	4,1	-4,2	6,9	-5,1	6,8	-3,0
Proband 2	-6,0	-36,7	-9,6	-21,2	-16,5	-25,6	-14,9	-24,6	-11,4	-19,9		
Proband 3	-9,0	-17,6	-16,4	-22,2	-18,1	-25,4	-18,3	-24,0	-15,1	-23,6	-17,6	-29,9
Proband 4	18,9	4,8	17,0	-2,7	9,0	0,8	7,8	1,5	7,0	1,0	5,6	0,8
Proband 5	3,1	-1,4	5,3	-1,3	7,6	3,2	10,3	-3,2	6,5	0,6	8,1	1,7
Proband 6	7,5	3,7	3,3	-4,3	2,8	-3,7	xxx	xxx	4,8	-2,4		
Proband 7	13,8	6,1	14,0	0,9	5,9	-5,2	6,0	-1,6	11,2	-15,0		
Proband 8	3,5	-0,9	4,2	-0,6	12,3	0,2	13,2	1,7	4,3	0,0		
Proband 9	25,9	21,7	24,8	15,9	22,8	13,3	24,3	13,1	17,1	11,7		
Proband 10	-18,1	-26,3	-10,4	-26,7	-10,6	-20,3	-15,2	-25,4	-12,0	-21,9	-17,8	-27,0
Proband 11	-10,5	-18,8	-17,0	-27,0	-8,9	-20,5	-10,9	-19,5	-13,7	-16,8	-13,7	-19,9
Proband 12	4,1	-3,6	4,1	-2,6	6,8	-9,1	-0,9	-9,7	0,6	-6,5	-1,8	-7,2
Proband 13	-1,8	-14,9	-0,6	-10,6	-0,3	-7,3	-1,6	-9,6	-0,7	-5,9		
Proband 14	9,2	-5,0	9,9	1,5	9,9	2,0	10,1	-4,9	14,6	3,9	10,2	-2,2
Proband 15	9,1	3,1	8,2	3,2	10,6	1,4	15,6	-2,3	19,1	1,6	18,7	5,9
Proband 16	4,0	-4,9	13,9	-15,4	10,5	-10,7	2,2	-3,9	2,5	-14,0	4,0	-7,0

Tab.4

Maximální a minimální výchylky v laterolaterálním směru

	Měření 1		Měření 2		Měření 3		Měření 4		Měření 5,1		Měření 5,2	
	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
Proband 1	4,1	-5,3	8,3	-6,1	4,5	-16,5	2,6	-10,2	4,8	-16,2	8,5	-7,6
Proband 2	-9,5	-42,6	-26,5	-52,8	-29,9	-45,2	-22,8	-47,0	-28,5	-50,2		
Proband 3	-3,8	-17,9	-9,1	-32,9	-22,3	-35,7	-19,4	-35,9	-12,7	-38,5	-18,9	-35,1
Proband 4	-6,1	-28,5	-11,4	-26,9	-15,4	-25,2	-7,2	-22,9	-9,8	-17,8	-10,3	-16,5
Proband 5	-18,4	-30,4	-21,5	-39,3	-23,1	-37,1	-23,1	-36,8	-26,5	-40,6	-24,7	-41,3
Proband 6	-37,1	-45,6	-41,1	-60,1	-38,5	-49,2	xxx	xxx	-35,3	-54,5		
Proband 7	-17,7	-29,3	-21,4	-38,5	-13,2	-37,2	-20,3	-33,9	-17,6	-42,0		
Proband 8	-8,9	-19,1	-9,4	-20,2	-13,5	-27,0	-14,4	-27,1	-14,7	-24,5		
Proband 9	-7,2	-22,3	-8,0	-31,7	-8,3	-39,3	-20,1	-35,5	-23,5	-42,7		
Proband 10	-33,1	-46,7	-26,5	-46,1	-15,8	-46,2	-30,2	-42,5	-32,5	-55,8	-33,9	-48,5
Proband 11	-10,4	-25,9	-5,1	-18,1	3,1	-16,1	-2,6	-16,1	-6,1	-14,5	-6,6	-15,1
Proband 12	-21,9	-33,2	-25,8	-37,9	-23,5	-38,2	-32,2	-46,3	-25,8	-40,1	-33,1	-43,9
Proband 13	-15,8	-38,6	-19,9	-28,8	-16,5	-32,3	-21,2	-29,6	-22,9	-33,2		
Proband 14	-19,0	-38,8	-25,7	-51,7	-30,4	-54,7	-43,4	-57,7	-42,8	-52,2	-43,1	-52,0
Proband 15	-17,8	-35,6	-24,4	-41,1	-19,8	-39,4	-14,8	-37,5	-11,0	-38,2	-17,0	-44,0
Proband 16	-9,4	-23,0	15,9	-29,4	-13,1	-43,7	-18,9	-33,4	-18,9	-30,6	-13,2	-34,0

PŘÍLOHA II: ILUSTRAČNÍ FOTOGRAFIE



Foto1. Proband a virtuální objekt



Foto 2. Vzájemné postavení přístrojů



Foto 3. Ukázka uložení dataprojektoru

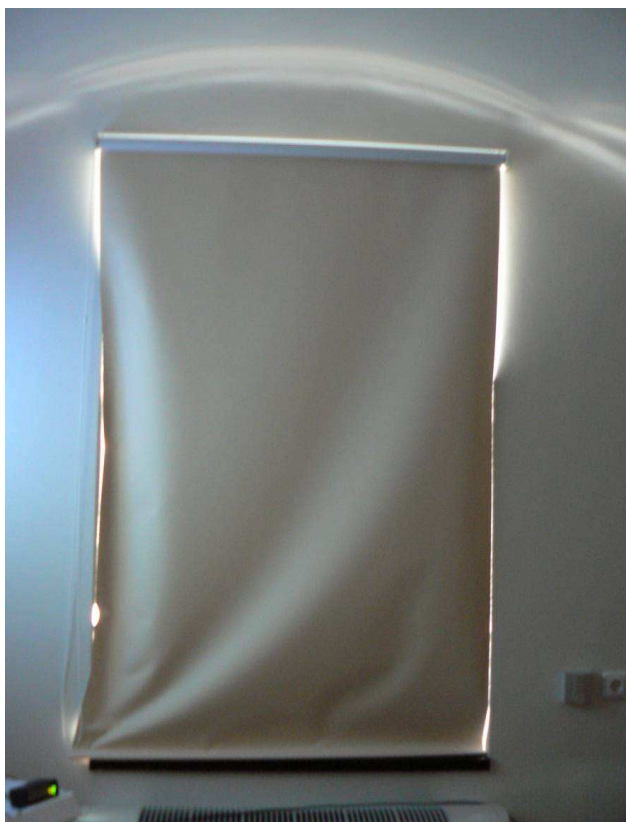


Foto 4. Ukázka nedostatečného zatemnění

